

Aus der Universitäts-Kieferklinik  
und I. Physiologischem Institut  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Professor Dr. A. Kröncke / Professor Dr. W. D. Keidel

---

**Die Beeinflussung der perioralen Muskulatur  
durch Totalprothesen -  
eine elektromyographische Untersuchung unter  
Einsatz verschiedener Auswerteverfahren**

**Inaugural-Dissertation**

zur Erlangung der Doktorwürde  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

**Rudolf Förchner**  
aus Bernstadt





Digitized by the Internet Archive  
in 2026



Aus der Universitäts-Kieferklinik  
und I. Physiologischem Institut  
der Universität Erlangen - Nürnberg  
Direktor: Professor Dr. A. Kröncke / Professor Dr. W. D. Keidel

---

**Die Beeinflussung der perioralen Muskulatur  
durch Totalprothesen -  
eine elektromyographische Untersuchung unter  
Einsatz verschiedener Auswerteverfahren**

**Inaugural-Dissertation**

zur Erlangung der Doktorwürde  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg



**vorgelegt von**

**Rudolf Förchner**  
**aus Bernstadt**

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der  
Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. L.Demling

Referent: Priv.-Doz. Dr. M.Spreng

Korreferent: Prof. Dr. M.Hofmann

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Mai 1974

- 1.0 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG
- 1.1 Physiolog. Vorbemerkungen
- 1.2 Method. Einleitungsbemerkung
- 1.3 Methodik der Oberflächen-Elektromyographie
- 2.0 VORGEHEN UND AUFGABENSTELLUNG DER EIGENEN UNTERSUCHUNGEN
- 2.1 Aufgaben
- 2.1.1 Vorversuche
- 2.1.2 Ziele der Untersuchung
- 2.2 Vorgehen
- 2.2.1 allg. Vorbemerkung
- 2.2.2 Aufzeichnung der Elektromyogramme
- 2.2.3 Auswertung der Elektromyogramme
- 3.0 METHODIK DER AUSWERTEVERFAHREN
- 3.1. Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber
- 3.2 Elektronische Ratezählung bei unterschiedlichem Ableseintervall
- 3.2.1 Elektron. Ratezählung mit manueller Bestimmung der Ableseintervalle
- 3.2.2 Automatisches Ratezählverfahren
- 3.3 Elektronische Speicherung und maschinelle Auswertung spezieller integrierter EMG-Abschnitte
- 3.4 Rechenmaschinelle Erstellung von Intervall-Histogrammen

- 3.5      Rechenmaschinelle Erstellung von Dauer-Histogrammen
- 4.0      DURCHFÜHRUNG DER EINZELNEN VERSUCHE
- 4.1      Spatel - Balanceversuch
- 4.1.1    Isometrische Langzeitkontraktion über 5 und 10 Minuten
- 4.1.2    Isometrische Kurzzeitkontraktionen über 30 Sekunden
- 4.2      Mundspitzen
- 4.3      Schluck - Kontraktionen
- 5.0      AUSWERTUNG UND MESSERGEBNISSE MIT DEN EINZELNEN VERFAHREN
- 5.1      Manuelle Auswertung vom Registrat des 4-Kanal-Schreibers- nicht integriert
- 5.2      Manuelle Auswertung vom Registrat des 4-Kanal-Schreibers - integriert
- 5.2.1    Ergebnisse bei kurzzeitigen isometrischen Kontraktionen
- 5.2.2    Ergebnisse bei isometrischen Langzeitkontraktionen
- 5.2.3    Manuelle Auswertung integrierter Elektromyogramme des 4-Kanal-Schreibers bei auxotoner Kontraktion
- 5.3      Elektronische Ratezählung
- 5.3.1    Auswertung und Ergebnisse bei manueller Bestimmung der Ableseintervalle

- 5.3.2 Auswertung mit dem automatischen Rate-zählverfahren
- 5.4 Elektronische Speicherung und maschinelle Ausschreibung integrierter Elektromyogramme
- 5.5 Intervall - Histogramm
- 5.6 Dauer - Histogramm
- 6.0 DISKUSSION
- 6.1 Vergleich der angewandten Verfahren
  - 6.1.1 Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber
    - nicht integriert
  - 6.1.2 Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber
    - integriert
  - 6.1.3 Elektronische Speicherung und maschinelle Ausschreibung integrierter Elektromyogramme
  - 6.1.4 Elektronische Ratezählung
  - 6.1.5 Intervall- und Dauerhistogramm
- 6.2 Zusammenstellung aller Ergebnisse
  - 6.2.1 Muskelverhalten bei isometrischen Kurzzeitversuchen
  - 6.2.2 Muskelverhalten bei isometrischen Langzeitversuchen
  - 6.2.3 Muskelverhalten bei auxotoner Kontraktion
- 7.0 ZUSAMMENFASSUNG

## 1.0 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Unter dem Begriff Kauorgan bzw. seinen vielen Synonyma wie gnathofaciales System oder maxillomandibuläres System etc. verstehen wir nach STRACK, R. (78) ein harmonisches Wirkungsgefüge mit sinnvoller Abstimmung verschiedener, im Gebißsystem zum Austrag kommender Funktionsleistungen, die nach seiner Ansicht alle in direkter Abhängigkeit untereinander verknüpft sind und deren eine, die Funktion der Muskulatur gar eine übergeordnete Rolle einnimmt (ESCHLER, J. 22).

Er spricht von einem Funktionskreis mit rückläufigem Schluß der Kette, womit er meint, Änderungen peripherer Kettenglieder kämen somit in der Tätigkeit der Muskulatur zum Ausdruck.

Nach seiner Auffassung sind die Zähne als funktionell wichtigste Kettenglieder zu werten, woraus er beim Zahnlosen die geringste Muskeltätigkeit ableitet. KRAFT, E. (51) ordnet den Muskeln eine Mittlerrolle zwischen knöchernen und bindegewebigen Elementen der Gelenke einerseits und den Zähnen andererseits zu und spricht von ihnen als integrierendem Bestandteil eines funktionellen Systems, dem Kauorgan.

Konsequenterweise ist es nicht ausreichend, Totalprothesenträger nur als "Zahnlose" zu apostrophieren, vielmehr sind die Schäden wesentlich tiefgründiger und von STRACK, R. (79) aufgeschrieben worden als:

1. Veränderung der Lagebeziehung zwischen  
Ober- und Unterkiefer
2. Atrophie der Alveolarfortsätze
3. Änderung des Muskeltonus
4. Inaktivitätsatrophie der perioralen  
Muskeln
5. Umbauvorgänge im Gelenk
6. Funktionsstörungen

Seit Nepomuk SCHROTT im Jahre 1864 den ersten Funktionsabdruck beschrieb, sind eine Unzahl von Materialien und Hilfsmittel entwickelt worden, die vereint mit dem Können des Behandlers gute Voraussetzungen für die Eufunktion der Totalprothese gewährleisten sollen. Mit dem Ausdruck Eufunktion wollen wir dabei folgende Faktoren fassen:

1. Halt, Haftung
2. Einordnen der künstlichen Zahnreihen in  
die funktionellen Gegebenheiten des mandibulären Bewegungsapparates und der Mundhöhle allgemein
3. Die Gewebereaktion auf die Protheseneinwirkung und das Verhalten der Gewebe gegenüber dem Prothesenwerkstoff
4. Die Psyche des Patienten (HOFMANN, M. 36)

Als reine Haftursachen der Prothese an der Schleimhaut nimmt man folgende Faktoren an:

1. Oberflächenspannung und Viskosität  
(BETZLER,H. und RIEDEL,H. 6)
2. Luftdruck (Saugwirkung im engeren Sinne)  
(KANTOROWICZ,A. 46)
3. Adhäsion und Kohäsion  
(KUCK,M. 55)
4. Fließen in engen Spalten  
( KÖRBER,E. 50)
5. Schwerkraft (Unterkiefer-Prothese)

Nicht zuletzt soll aber auch die muskuläre Stabilisierung eine Rolle spielen. So konnte (HOFMANN,M. 36) mit Hilfe induktiver Kraftaufnehmer Anlagerungsdrucke einzelner Muskeln bis über  $2,5 \text{ kp/cm}^2$  messen. Weiterhin berichtet er von Fällen, wo Patienten mit Hilfe ihrer Wangen-, Lippen- und Zungenmuskulatur Prothesen halten konnten, die nach objektiven Maßstäben nicht mehr funktionsfähig waren. BRILL,N., TRYDE,G. und KARDEL,W. (11) unterscheiden bei zirkumoralen Muskeln fixierende und dislozierende, aktiv und passiv fixierende. STRACK,R. (79, 80) ordnet der zirkumoralen Muskulatur ebenfalls koordinative Funktionen beim Totalprothesenträger zu.

Die Untersuchungen von FERENCZY,J. und SZIRMAK,F. (26) erlauben ähnliche Schlüsse. FISH,E.W. (27) zeigt, daß die oberen und unteren Faserbereiche des m.buccinator eine Kraft bewirken, deren Resultante beide Prothesen gegen ihr Lager drückt. Auch LUNDQUIST,D.O. (58) bestätigt diese Ansicht.

Die Bedeutung der muskulären Stabilisierung wird besonders in den Fällen sichtbar, wo die muskuläre Steuerung nicht oder unkoordiniert verläuft z.B. bei Apoplektikern (HOFMANN,M. 38).

Um Muskelfunktionen zu studieren kennt man diverse Verfahren unterschiedlicher Aussagequalität. Am Anfang standen zunächst rein anatomische und histologische Untersuchungen über Ursprung und Ansatz, Muskelzugrichtung, usw.

Ein anderes Verfahren wäre etwa die Myotonographie. Hierbei können, wie oben bereits erwähnt, mit Hilfe induktiver Meßelemente und geeigneten Aufzeichnungsverfahren "Tonus"-Änderungen aufgezeichnet werden. Wie das unter anderem HOFMANN,M. (38, 39) und BURGER,E.(7) in eindeutiger Weise gelungen ist.

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung besteht darin, die klinisch beobachtete muskuläre Stabilisierung der Prothese nachzuweisen. Hierzu bietet sich die Elektromyographie als geeignetes Verfahren an. Der Ausgangspunkt

unserer Überlegungen war die Tatsache, daß neuromuskuläre Vorgänge als Regelsystem verstanden werden müssen, wobei sich die Elektromyographie in ihren Untersuchungen mit Messungen am Kraftschalter des Regelkreises (Muskel) befaßt. Mit gewissen Einschränkungen gibt also die Elektromyographie Aussagen über den Muskel als Indikator von Vorgängen innerhalb des Regelkreises. Etwa in der Form, daß Auswirkungen eines definierten Störfaktors durch Muskelpotentialänderungen hinsichtlich Frequenz, Amplitude und Potentialform nachzuweisen sind. Derselbe Sachverhalt liegt auch der vorliegenden Untersuchung zu Grunde. Es soll versucht werden, die Auswirkungen des "Störfaktors" Totalprothese an einigen mimischen Muskeln elektromyographisch zu messen.

## 1.1

### Physiologische Vorbemerkungen

Die grundlegende Einheit des neuromuskulären Systems ist die motorische Einheit (CREED, R.S. et al. 21).

Diese besteht aus dem Motoneuron, seinem Axon und den Muskelfasern, die es innerviert. Gemäß histologischer und elektrophysiologischer Befunde sind die Fasern einer motorischen Einheit in Untereinheiten (subunits) von etwa 5 bis 30 Fasern unterteilt.

Nach BUCHTHAL, F. (12, 13) sind diese "subunits" jeder motorischen Einheit über ein Gebiet von 4 - 7 mm Durchmesser

bei Muskeln oberer Extremitäten verteilt. Die Anzahl der Fasern einer motorischen Einheit schwankt und ist umso geringer, je differenzierter und komplizierter die Muskelaktion ist (BRECHT, K. und KEIDEL, W.D. 10).

Im m.masseter und m.temporalis soll sie nach CARLSÖÖ, S. (18) etwa 600 - 900 Fasern betragen. CARLSÖÖ, S. fand dabei einen durchschnittlichen Faserdurchmesser im m.temporalis von  $20\mu$  verteilt auf ein Areal von  $0,29 \text{ mm}^2$  pro motorische Einheit. Die motorische Einheit ist die Basis jeglicher Reflextätigkeit, wobei letztere als Ursache von Bewegungen, Haltung und Muskeltonus zu verstehen ist. Dabei kann man die Reflextätigkeit nach RAMFJORD, S.P. (64 S.31) als Antwort betrachten, die gegeben wird, wenn Nervenimpulse von einem Rezeptor durch sensible Fasern zum Zentralnervensystem (ZNS) laufen, um über efferente (motorische) Fasern den Muskel zu innervieren, der dann die Antwort hervorbringt. Hierbei kommt es zunächst an der motorischen Endplatte, der Verbindungsstelle zwischen Nerv und Muskel zu einer chemischen Erregungsübertragung und dadurch zu der Entstehung eines Aktionspotentials auf der Muskelmembran.

KUSCHINSKY, G. und LÖLLMANN (56); KARLSSON, P. (47);  
RAPOPORT, S.M. (65); SCHUMACHER, G.J. GRUBER, D., STACH, W. und KLUGER, S. (707 haben sich in ihren Untersuchungen "zur Innervation der Mundhöhle" speziell mit jenen sensiblen Rezeptoren befaßt, die als auslösendes Element der Reflextätigkeit in Frage kommen können. Abweichend zu Befunden an

Labortieren ließen sich in der menschlichen Mundschleimhaut ausschließlich folgende Rezeptoren nachweisen:

Merkelsche Tastscheiben

Meissner'sche Tastkörperchen

Krauses Endkolben

Alle drei weisen Unterschiede bezüglich ihrer Lokalisation und Morphologie auf. Hierbei sollen nach klassischer Ansicht die morphologischen Merkmale gleichbedeutend mit einer funktionellen Spezifität sein. Diese Auslegung wird neuerdings dahingehend erweitert, daß grundsätzlich alle Rezeptoren zu gleicher Leistung fähig sind.

Ungeachtet dieser Meinungsverschiedenheit gilt die rezeptorbedingte Muskelsteuerung, neben der Regelung über die verschiedenen Spindelrezeptoren, als gesichert. So führen JERGE, C.R. (43), KAWAMURA, Y. (48, 49) und SHERRINGTON, C.S. (73) den Kieferöffnungsreflex auf Stimuli an Gingiva, hartem Gaumen und Parodontium zurück. Schließreflexe sollen mit dem Schlucken, oder durch Stimulation am Zungengrund hervorgerufen werden (KAWAMURA, Y. 48, 49). Dabei sei, so JERGE, C.R. (44), der Schließreflex monosynaptischer Natur, der auf passive Dehnung hin einsetzt, dagegen der Öffnungsreflex ein polysynaptischer durch rezeptorale Reizung. Auch JENKINS, N.C. (42) weist auf die Schwellenempfindlichkeit der Mundschleimhautrezeptoren hin und rechnet sie zu den empfindlichsten sensitiven Strukturen des Körpers.

SCHWARZ,A.M. (72) führt die Wirkung seines Funktionskieferorthopädischen Gerätes auf gesteigerte Muskelaktivität zurück. ESCHLER,J. (23) konnte bei entzündlicher Reizung des Parodontiums signifikante Unterschiede seiner Elektromyogramme sichern; die er als tonische dauernde Überregung deutete. Desgleichen fand GÜPFERT,C. (31) eine gesteigerte Muskelaktivität bei chemischer Reizung der Gesichtshaut und postulierte eine ähnliche Umschaltung der Schmerzimpulse wie im Rückenmark. Andere Autoren wie HANNAM,A.G., MATTHEWS,B. (37) treffen eine gewisse Selektion hinsichtlich der Wertigkeit der Rezeptoren und geben parodontalen Rezeptoren (SCHÄRER,P. 68) oder endodontalen Rezeptoren (MARTINKO,V. 59) das Primat.

Die weiteren Vorgänge von der Reizleitung und Verarbeitung bis zur synaptischen Umschaltung auf einen motorischen Kern sind äußerst kompliziert und sollen hier nicht weiter betrachtet werden. Erwähnt seien die Arbeiten von SCHÄRER,P. (68, 69); HINRICHSSEN,C.F. (35); JERGE,C.R. (43, 44); CORBIN,K.B.,HARRISSON,F. (20); PENFIELD,W. et al. (63); BODECHTEL,G.(9); SCHÄRER,P. und KAWAMURA,Y. (69) sowie BEAUDREAU,D.E. und JERGE,C.R. (2) die diese Thematik weiterführend behandeln.

Obwohl schon seit den zwanziger Jahren eine große Anzahl wissenschaftlicher Untersuchungen aus dem Gebiet der Elektromyographie veröffentlicht wurden, hat diese Disziplin bis heute bei weitem nicht die Bedeutung der Elektro-

kardiographie oder Elektroencephalographie erlangt. Dieser Ursache lag sicherlich nicht zuletzt die Methodik der Elektromyographie zu Grunde. Die außerordentlich unregelmäßigen und schnellen Potentialfolgen schon bei mäßigen Kontraktionen lassen sich nicht ohne weiteres mit mechanischen Schreibsystemen darstellen.

Dies erforderte also zunächst weiterführende technische Möglichkeiten, um den klinischen Aufwand auf ein erträgliches Maß zu reduzieren. Erst in neuerer Zeit sind nun einige Verfahren bekannt geworden, die eventuell diese Möglichkeit eröffnen. Anhand des gestellten Themas sollen sie im folgenden dargestellt werden. Dazu zunächst eine methodische Einleitungsbemerkung:

## 1.2

### Methodische Einleitungsbemerkung

#### Abstufung der Muskelkontraktion in vivo

Im Muskel kann die Kontraktionsgröße nach Kraft, Hubhöhe und Geschwindigkeit, neben der Arbeitspunkteinstellung durch Vordehnung, auf zweierlei Weise verändert werden:

1. Abstufen der Zahl der in Aktion tretenden motorischen Einheiten.

## 2. Änderung der Frequenz von ankommenden Impulsen.

Wobei die Hubhöhe der einzelnen Fasern eine Funktion dieser Impulsfrequenz ist. Die Bewegung des Gesamtmuskels ist dabei das statistische Mittel der Bewegungen der einzelnen motorischen Einheiten, die sich in den verschiedensten Kontraktions- und Erschlaffungszuständen befinden.

Zur Registrierung dieser Muskelpotentialie werden üblicherweise entweder Nadel, oder Oberflächen-elektroden verwendet.

Beide Verfahren seien hier einander kurz gegenübergestellt:

Die Technik der Nadelelektromyographie ist von BUCHTHAL, F. (13) ausführlich beschrieben worden. Er unterscheidet im wesentlichen vier Elektrodenarten:

1. konzentrische Elektrode
2. bipolare Elektrode
3. unipolare Elektrode
4. multipolare Elektrode

Obwohl man Nadelelektroden außerordentlich gezielt legen kann, beträgt bereits hier die gemessene Potentialamplitude nur noch 2 - 10% ihres intrazellulären Ausgangswertes, wobei die Aktivität mit dem Logarithmus der Entfernung vom elektrischen Zentrum abnimmt (BUCHTHAL, F. 13). Hieraus erklärt sich die

Notwendigkeit einer sehr hohen Verstärkung vor allem beim Oberflächen-Elektromyogramm, wobei natürlich Artefakte mitvergrößert werden, die die Interpretation der Befunde erschweren können.

So berichten GÖPFERT, H. und GÖPFERT, C. (32) über die Restaktivität in ruhender Muskulatur von 2 - 3  $\mu V$  Amplitude, wohingegen JOSEPH, J. et al. (45) nachzuweisen glauben, diese seien auf unregelmäßiges Fließen von Ionen in Blutgefäßen oder sich nicht fortpflanzende Miniatur Potentiale an den Endplatten (BUCHTHAL, F., ROSENFALCK, P. 12) zurückzuführen.

Je nach Innervationsstärke können im Nadel-EMG drei verschiedene Aktionspotential-Muster unterschieden werden:

1. Potentiale einzelner motorischer Einheiten
2. Übergangsmuster (polyphasische Potentiale)
3. Interferenzmuster

wobei:

- a) die Potentialdauer einer motorischen Einheit infolge der stets gegebenen Summenbildung verbreitert ist (BUCHTHAL, F. 13)
- b) aufgrund des steilen Abfalls der Spikeamplitude mit zunehmender Entfernung der Elektrode zur Quelle,

nur ein kleiner Teil der Untereinheit einer motorischen Einheit zum Potential der motorischen Einheit an einem bestimmten Punkt beiträgt. Deshalb hat jede motorische Einheit viele "motor unit Potentiale" (BUCHTHAL, F. et al. 12)

Nachteilig beim Nadel-EMG sind unter anderem:

1. Zellschädigung bei längerem Liegen der Elektrode (SPRENG, M. 77). Dieser Befund wurde von FUCHS, P. allerdings nicht erwähnt.
2. Kontraktionsmodifikation auf dem Wege fusimotorischer Aktivität was gerade bei Untersuchungen schwacher Kontraktionen von Nachteil sein könnte (GÜPFERT, H., GÜPFERT, C. 31; KRAFT, E. 52).

### 1.3

Methodik der Oberflächen Elektromyographie

Oberflächen EMG

Wir unterscheiden zwei Verfahren:

#### 1. unipolar

Hierbei mißt die am Muskel liegende Elektrode gegen eine indifferente Elektrode (Ohr läppchen, Hals, Arm, Stirn).

## 2. bipolar

Hier kann in Abhängigkeit von Muskelgröße und Elektrodenabstand davon ausgegangen werden, daß Einstrahlungen an beiden Elektroden etwa gleich groß sind

MØLLER, E. (61)

Vergleichsmessungen zwischen Nadelelektromyogrammen und Oberflächenmyogrammen an mimischen Muskeln stützen diese Annahme (TALLGREN, A. 82; LUNDQUIST, D. O. 58). Andere Autoren wie BLANTOM et al. (8) berichten allerdings von Einstrahlungen beim Oberflächen EMG des m. buccinator.

Von Einfluß sind weiterhin Faktoren wie:

1. Güte des Elektrodenmaterials
2. Hautwiderstand
3. Elektrodenabstände

Die Amplitude des Elektromyogramms nimmt zu, wenn man bei bipolarer Ableitung die Elektrodenabstände etwa bis 25 mm oder 30 mm vergrößert (MØLLER, E. 61).

4. Lage der Elektrode

Parallel zur Faserrichtung ist die Amplitude 35% größer als quer zur Faserrichtung (MØLLER, E. 61).

Diese Faktoren und eine Reihe weiterer wurden in der vorliegenden Arbeit streng standardisiert.

Aus bekannten Gründen sind der Oberflächenmyographie gewisse Grenzen gesetzt, man kann:

- a) keine Einzelpotentiale unterscheiden
- b) die hohen Frequenzkomponenten gehen nach BUCHTHAL, F. et al. (12) auf Grund der großen Entfernung zwischen Aktivitätsquelle und Elektrode verloren.

So fanden STACY, R.W. et al. (76) beim Oberflächen EMG ein Maximum der Frequenzverteilung zwischen 100 und 200 Hz. Während BUCHTHAL, F.; GULD, C. und ROSENFALCK, P, (15) bei intramuskulärer Aufzeichnung Potentiale zwischen 25 und  $10^4$  Hz mit einem Maximum bei 100 und 400 Hz fanden.

## 2.0 VORGEHEN UND AUFGABENSTELLUNG DER EIGENEN UNTERSUCHUNGEN

### 2.1 Aufgaben

Insgesamt 10 Versuchspersonen davon 6 weiblichen Geschlechts und 4 männlichen Geschlechts konnten elektromyographisch untersucht werden. Sie waren allesamt Totalprothesenträger im Oberkiefer und im Unterkiefer, wobei der Zahnersatz seit durchschnittlich 1 Jahr getragen wurde. Die Haftfähigkeit der Prothesen war in allen Fällen zufriedenstellend, auffallende funktionelle Mängel konnten nicht eruiert werden. Die Altersverteilung der Versuchspersonen lag zwischen 55 und 78 Jahren. Bei ihnen sollte untersucht werden, ob sich Einflüsse der mimischen Muskulatur auf die Totalprothesen etwa im Sinne einer muskulären Stabilisierung objektivieren lassen. Dazu wurden zunächst eine Reihe von Vorversuchen an insgesamt 5 Personen durchgeführt, die im folgenden beschrieben werden dürfen.

#### 2.1.1

##### Vorversuche

Wie oben bereits erwähnt, lassen sich Bewegungsabläufe ohne weiteres mit einem Regelkreis vergleichen KEIDEL, W.D. (90). Wie weiterhin gesagt wurde, sollte versucht werden, die Auswirkungen des Störfaktors "Totalprothese" in diesem Regelkreis am Muskel zu messen. Allerdings wirken

natürlich gleichzeitig noch eine ganze Reihe anderer Störfaktoren auf das Steuerzentrum ein. Seien sie taktiler oder auch psychischer Art. Erwartungsgemäß werden auch sie irgendwelche Regelvorgänge auslösen. Das heißt, um den Störfaktor Totalprothese überhaupt isoliert betrachten zu können, sollte die Summe aller übrigen Reizeinflüsse während der Versuchszeit in etwa konstant bleiben.

Dazu gehört auch eine gleichförmige, leicht reproduzierbare Muskelbelastung mit und ohne Prothese, sowie die bevorzugte Belastung der speziell interessierenden Muskeln.

Dies zu klären, war die Aufgabe einer Reihe von Vorversuchen, wobei Phantomprothesen an Vollbezahlten getestet wurden. Die Literatur gibt bereits eine Reihe von Anregungen, die in ihrer Vielfalt kaum zu beschreiben sind (BETHMANN, W. et al. 5; TALLGREN, A. 82; BLANTOM et al. 8; LUNDQUIST, D.O. 58).

Am Ende der eigenen Vorversuche erwiesen sich schließlich drei Kontraktionsübungen als brauchbar:

- A) Halten eines gewöhnlichen Holzspatels  
mit Hilfe der Lippen
- B) Mundspitzen
- C) Schlucken einer abgestimmten Flüssigkeitsmenge

Somit lassen sich zwei Kontraktionsarten unterscheiden:

1. Isometrisch (Spatel und Mundspitzen)
2. Auxoton (Schlucken)

Die Übungen der isometrischen Gruppe wurde als kurzzeitige ( 30 Sek. ) und langzeitige ( 5 Min.; 10 Min. ) Dauerkontraktionen ausgeführt.

Hierauf soll an späterer Stelle noch genauer eingegangen werden, zunächst dürfen die Untersuchungsziele präzisiert werden.

#### 2.1.2

##### Ziele der Untersuchung

Zunächst galt es anhand der kurzzeitigen isometrischen und auxotonen Kontraktionen festzustellen, ob sich generell eindeutige Aktivitätsunterschiede mit Prothese und ohne Prothese feststellen ließen.

Sollte dies der Fall sein, so könnten diese Ergebnisse bei langzeitigen Kontraktionen überprüft und auf den genauen Gang des Aktivitätszeitverlaufes erweitert werden. Zusätzlich sollten Fragen der Muskelermüdung wie sie sich im Elektromyogramm darstellen untersucht und auf eventuelle rhythmische.links-rechts Verlagerungen geachtet werden. Letztlich galt das Interesse auch Fragen nach extremer Aktivitätsvariabilität im Hinblick auf die Muskelsteuerung und weiterhin sollten Potentialinter valle und Dauer im Interferenzmuster gemessen werden.

Die Klärung dieser Probleme machte verschiedene Auswerteverfahren notwendig. Sie sollten dabei auch in ihrer wissenschaftlichen Aussagefähigkeit und klinischen Verwendbarkeit gewertet werden.

## 2.2

### Vorgehen

#### 2.2.1

##### Allgemeine Vorbemerkungen

Die meisten EMGs wurden vom m.buccinator abgeleitet, einige weitere vom m.orbicularis oris. Alle Versuchspersonen waren mit Totalprothesen im Ober- und Unterkiefer versorgt. Auf Grund einer zwangsläufigen Altersgruppierung, die sich in der Potentialform auswirkt (BUCHTHAL, F. 13; CARLSÖÖ, S. 18), weiterhin des Zahnstatus und der Tatsache, daß alle Versuchspersonen aus dem Patientengut der Universitäts-Kieferklinik-Erlangen stammten, kam bereits eine gewisse Selektion zusammen. Deshalb wurden alle anderen Parameter, wie klinische Muskel- und Gelenksituation, Prothesenlager etc., bewußt außer Acht gelassen. Mit großer Wahrscheinlichkeit ist anzunehmen, daß solche Faktoren ihren Niederschlag im EMG fänden. So konnten KRAFT, E. und FLICK, A. (54) bei gut sitzender Totalprothese ein wesentlich besseres Tastvermögen gegenüber Prüfkörpern zwischen den künstlichen Zahnreihen nachweisen, als bei schlecht passendem Ersatz.

Ebenso konnte TIMMER, L.H. (83) zeigen, wie sich relativ geringfügige Änderungen der Vertikaldimension merklich auswirken. Die psychische Verfassung ist ebenso von Einfluß ( YEMM, R. 88 ) wie etwaige Muskelirritationen gleich welcher Genese (SCHULTE, W. 71). Aufzeichnung und Auswertung der EMG-Daten wurden zweizeitig vorgenommen, da alle Muskelpotentiale zunächst auf Band gespeichert wurden.

### 2.2.2

#### Aufzeichnung der Elektromyogramme

Alle Versuchspersonen saßen bequem und bei entspannter Körperhaltung in einem separaten Raum innerhalb einer geerdeten Abschirmung. Diese bestand aus feinmaschigem Kupferdrahtnetz mit den Außenmaßen 2 m x 2 m x 1,5 m. Abgeleitet wurde bipolar mit kreisrunden, leicht napfförmigen Silberelektroden vom Typ Grass E 5S -Silber, deren Position wie folgt festgelegt war:

- m.buccinator: Die mesiale Elektrode lag 5 mm dorsal vom Schnittpunkt der Nasolabialfalte mit einer Parallelen zur Camperschen Ebene durch den Mundwinkel. Ihr Abstand zur distalen Elektrode betrug 15 mm.
- m.orbicularis oris: Hier lagen die Elektroden ebenfalls in einem Abstand von 15 mm zueinander, parallel zum Lippenrot und symmetrisch zwischen Mundwinkel und Frenulum.

Die Muskelpotentiale wurden dann bei Band-Pass-Filterung ( 80 Hz - 10 kHz ) 1000-fach vorverstärkt (Tektronix Typ 122). Am Ausgang dieses Vorverstärkers lag zusätzlich noch ein 10-fach Verstärker, der vom 1.Physiol. Institut entworfen und gebaut wurde. (Operationsverstärker Type Fairchild  $\mu$ A 709). Die so behandelten Muskelpotentiale wurden anschließend auf Magnetband gespeichert. (Type Telefunken MAS 24, 19 cm/Sek.). Die verwendeten Bandsorten waren: (SCOTCH, BASF, Agfa-Gevaert).

### 2.2.3

#### Auswertung der Elektromyogramme

Was die Auswertung der Elektromyogramme betrifft, so wurden sie in Anwendung der folgenden Verfahren verglichen.

- I. Manuelle Auswertung vom Registrat eines 4-Kanalschreibers (Type Hellige HE 19 - 30 mm Kanal)
  - a. .. nicht integriert
  - b. .. elektronisch integriert  
(Zeitkonstante = 0,5 Sek.)
- II. Elektronische Ratezählung bei unterschiedlichem Ableseintervall.
  - a. .. manuelle Bestimmung der Ableseintervalle
  - b. .. automatisches Ratezählverfahren
- III. Elektronische Speicherung mit Hilfe eines Viel-

kanalanalysators und Ausschreibung spezieller integrierter EMG-Abschnitte mit einem XY-Schreiber

- IV. Rechenmaschinelle Erstellung von Intervall-Histogrammen
- V. Rechenmaschinelle Erstellung von Dauer - Histogrammen

### 3.0 METHODIK DER AUSWERTEVERFAHREN

#### 3.1

Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber

( Gerät: Hellige HE 19 30 mm )

Der Versuchsaufbau läßt sich aus Bild 1 ersehen.

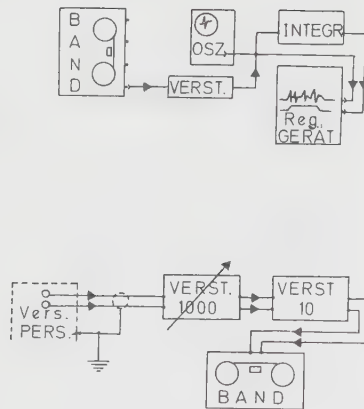


Bild 1: Blockschaltbild der Auswertung mit dem  
4-Kanal-Schreiber

Vor dem Schreibwerk liegt ein eingebauter Attenuator (Type DC 206 032 ) mit  $1\text{M}\Omega$  Eingangswiderstand und Maximalverstärkung 33,3 . Dieser läßt sich stufenweise abschwächen von 1 - 1000-fach. Der Papier-vorschub betrug 10 und 25 msec.

Das selbstgebaute einfache Integrationssystem sei durch einen Schaltplan skizziert. Die Bestückung ist folgende:

$$R_1 = 10,4 \text{ k}\Omega \quad C_1 = 10 \text{ }\mu\text{F}$$

$$R_2 = 12,0 \text{ k}\Omega \quad C_2 = 25 \text{ }\mu\text{F}$$

Die dazugehörige Zeitkonstante wurde mit

$$Z = 0,5 \text{ Sek.}$$

gemessen.

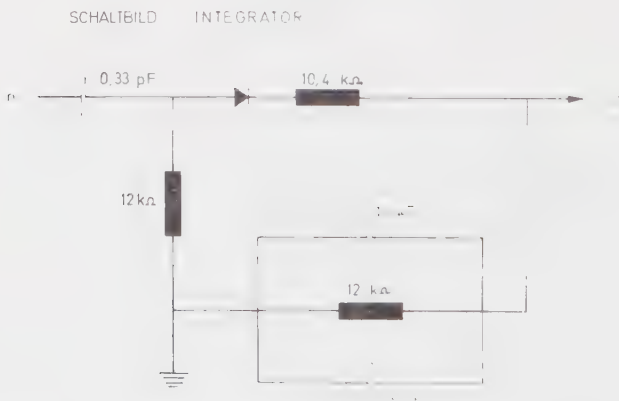


Bild 2: Blockschaltbild des elektronischen Integrators

### 3.2

#### Elektronische Ratezählung bei unterschiedlichem Ableseintervall

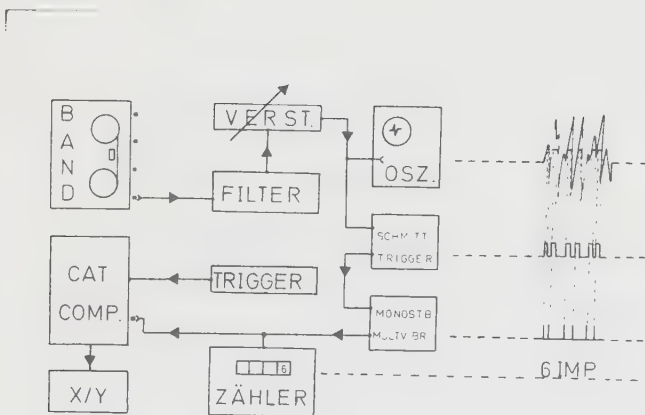


Bild 3: Blockschaltplan zur Auswertung nach dem auto-  
matischen Ratezählverfahren

Alle auf Magnetband gespeicherten Myogramme wurden zu-  
nächst in geeigneter Weise verstärkt (Bruehl & Kjaer

Type 2112). Am Verstärkerausgang lag ein Tiefpass-Filter ( 0 - 5 kHz, Type Universalfilter 1952 Gen. Radio Comp. ) zur Eliminierung schneller Störsignale, z.B. Bandrauschen etc..

Die so behandelten Aktionspotentiale passierten schließlich einen Schmitt-Trigger mit fest eingestelltem Triggerpegel von - 4 V. Jedes Aktionspotential mit einer Amplitude - 4 V erzeugt somit einen Rechteckimpuls mit einer Breite entsprechend der Dauer der Überschreitung des Trigger-Pegels. Ein monostabiler Multivibrator formt daraus kurze Impulse ( 30 sec.), die einen elektronischen Zähler starten ( Type Beckmann 8050 Att ), (SPRENG,M., BUMM,P., WIGAND,M.E. 75 ).

Im Grunde genommen ist es für die Ratezählung beim Interferenzmuster gleichgültig wie der Trigger-Pegel im einzelnen festgelegt wird. (Falls Amplituden unterhalb einer gewissen Größe vernachlässigt werden können). Bedingung ist nur, daß er stabil ist, um eine einwandfreie, wenn auch willkürlich gewählte Basis zu erhalten. Andernfalls ist eine automatische Frequenzzählung nicht ohne weiteres möglich, da es durch Bewegung etc. zu Nullpunktverschiebungen kommt und eine einheitliche Zeitbasis somit nicht mehr gewährleistet ist. In diesem Fall müßte Bandpaßfilterung angewandt werden.

### 3.2.1

#### Elektronische Ratezählung mit manueller Bestimmung der Ableseintervalle

Bei diesem Verfahren wurde der Zähler von Hand getriggert und unter Stoppuhr-Kontrolle alle 10 Sek. abgelesen. Das Resultat ist ein Impulszahl-Zeit-Diagramm, gemessen bei einer Torbreite von 10 Sek. entsprechend den Ableseintervallen. Es handelt sich also um eine grobe Abtastung des Zeitverlaufs der Muskelaktivität.

### 3.2.2

#### Automatisches Ratezählverfahren

Hier passierten die Muskelpotentiale wie üblich zunächst einen Schmitt-Trigger, um dann aus den Flanken der dauerproportionalen Impulse kurze Impulse von 30  $\mu$ sec. Dauer zu erhalten. Das Ableseintervall bestimmte in diesem Fall ein Funktionsgenerator ( Type Tek-Elec Te 500 A ) durch Rechteckimpulse von 1 Hz Folgefrequenz. Dieser Funktionsgenerator lag am externen Trigger-Eingang eines elektronischen Analysators (Type CAT 400 B ) mit insgesamt 400 Kernspeicherzellen. Das heißt, der Adressenvorschub des Analysators folgt der externen Triggerfrequenz. Bei 1 Hz erhält jede der 400 Kernspeicheradressen die Information über die ankommende Impuls-

menge pro Sekunde fortlaufend. Die Gesamtspeicherzeit beträgt in diesem Fall 6 Min. 44 Sek. bei größerer Torbreite wächst sie und umgekehrt. Das Darstellen des Impulszahl-Zeit-Diagramms oblag in der vorliegenden Arbeit einem Schreiber ( Type Moseley X-Y 2 DZ ), der den Speicherinhalt des Analysators in analoger Form ausschrieb. Zusätzlich lag parallel zum Analysator ein elektronischer Zähler ( Type Beckmann 8050 AH ) der am Ende des Adressendurchlaufs die Gesamtpulsmenge numerisch wiedergab.

### 3.3

Elektronische Speicherung und maschinelle Auswertung spezieller integrierter EMG-Abschnitte

Zunächst wurde am Oszillographen die ungefähre Kontraktionsdauer eines Schluckaktes abgelesen.

In Übereinstimmung mit der Skalierung der internen Triggerung des elektronischen Analysators wurde ein Adressenvorschub von 8 Sek. für 400 Adressen gewählt. Die auf Band gespeicherten Schluckkontraktionen wurden nach 10-facher Nachverstärkung ( Operationsverstärker Type Fairchild  $\mu$ A 709 ) elektronisch integriert. Dazu wurde das oben beschriebene einfache Integrationssystem verwendet. Unmittelbar danach wurde

dieses integrierte Elektromyogramm als analoges Signal vom automatischen Vielkanalanalysator gespeichert (CAT 400 B).

Die automatische Ausschreibung erfolgte wiederum über den X-Y -Schreiber ( Type Moseley X-Y 2 DZ ).

### 3.4

## Rechenmaschinelle Erstellung von Intervall-Histogrammen

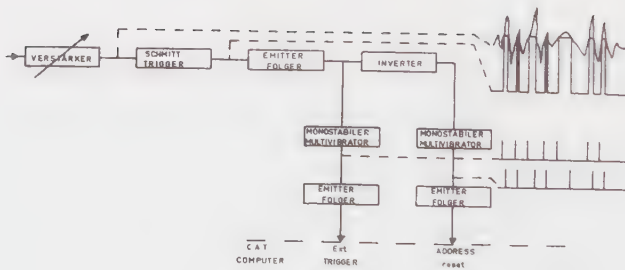


Bild 4 : Blockschaltbild zur Erstellung rechenmaschineller Intervall- und Dauerhistogramme nach SPRENG

Nach geeigneter Endverstärkung ( 15 dB ) durch einen Bruel und Kjaer Verstärker ( Type 2112 ) passierten die auf Band gespeicherten Elektromyogramme zunächst ein Low-Pass-Filter ( 0-5 kHz ). An dessen Ausgang lag der Schmitt-Trigger ( -4 V Schwelle ) und durch zwei monostabile Multivibratoren war es möglich Anstieg- und Abfallflanke des jeweiligen Rechteck-Impulses zu markieren den ein Aktionspotential auslöste. Beim Intervall-Histogramm wird allerdings der Adressendurchlauf eines Rechners ( PDP 12 ) nur durch den Impuls der Anstiegsflanke unterbrochen. Die Analyse und Speicherung wurde mit dem vorhandenen Programm EMG - 12 (SPRENG) durchgeführt. Die einzelnen Histogramme der verschiedenen Versuchspersonen ließen sich durch eine Codierung, die am Ende des Speichervorganges in den zugehörigen Block per Fernschreiber eingetippt wurde, markieren. Mit einem anderen Programm ( DATAM ) der Firma Digital Equipment Corp. läßt sich dann das Intervall-Histogramm unter Sichtschirmkontrolle darstellen. Mit dem genannten Programmband lassen sich sowohl Abschnitte kurzer oder längerer Intervalle gesondert betrachten als auch Dehnungen sowie Pressungen der Histogrammkurve (Verteilungskurve) erreichen. Zusätzlich kann die Kurve geglättet werden. Dies ist für die photographische Auswertung vom Sichtschirm von großem Vorteil. Einige Auswertungen wurden auch mit dem

Programm FEMG (SPRENG) vorgenommen, das allerdings ausschließlich Vergrößerung oder Verkleinerung von Intervall-Zeitbetrachtungen erlaubt.

### 3.5

#### Rechenmaschinelle Erstellung von Dauerhistogrammen

Wird der Adressendurchlauf des Rechners beim Intervall-Histogramm nur durch den Impuls der Anstiegsflanke eines Potentials unterbrochen, so registriert er jetzt zusätzlich die Abstiegsflanke. Damit ist die Dauer der Pegelüberschreitung des Schmitt-Triggers eindeutig festgelegt.

Sowohl Dauer- als auch Intervall-Histogramme wurden gleichzeitig mit dem Rechner ( PDP 12 ) unter Benutzung des Programmes EMG - 12 (SPRENG) erstellt. Die Auswertung auch der Dauerhistogramme, die mit dem zugehörigen Intervall-Histogramm auf dem Sichtschirm des Rechners dargestellt werden, entspricht der Auswertung, die in Kapitel 3.4 besprochen wurden.

#### 4.0 DURCHFÜHRUNG DER EINZELNEN VERSUCHE

##### 4.1

Isometrische Längzeitkontraktion über 5 und 10 Minuten

Die Versuchsperson wurde aufgefordert, bei aufrechter Kopfhaltung einen gewöhnlichen Holzspatel von 15 cm Länge der am entfernten Ende mit 7g beschwert war, ausschließlich mit Hilfe der Lippen so zu fassen, daß:

- der Spatel keine Schaukelbewegung ausführt und waagrecht steht
- nicht schräg gehalten wird
- nicht zusätzlich mit den Zähnen gehalten wird
- die Lippen nur einen genau definierten Bereich des Spatels fassen ( 3 cm )

Das Magnetband wurde unmittelbar vor dem Einsetzen der Spatels gestartet. Zwischen je zwei Versuchen wurde eine zehnminütige Erholungspause angesetzt und alle Versuche wurden abwechselnd und unter identischen Bedingungen einmal mit, einmal ohne Prothese durchgeführt.

#### 4.1.2

##### Isometrische Kurzzeit-Kontraktion über 30 Sekunden

Die Versuchsbedingungen gleichen weitgehend denen der langzeitigen Spatel- Balanceübungen. Nur wurden die Aufzeichnungsgeräte erst 20 Sek. nach Spatelausatz eingeschaltet ( um mögliche Bewegungsartefakte zu vermeiden ). Die Erholungspause zwischen je zwei Versuchen betrug hier 1 Minute. Wobei sich eine Versuchsgruppe aus jeweils 10 Einzelversuchen mit und ohne Prothese à 30 Sek. Dauer zusammen setzte.

#### 4.2

##### Mundspitzen

Isometrische Kontraktion ( Langzeit und kurzzeitig )

Aufgabe der Versuchspersonen war, einen Sinuston von 2000 Hz, der ihr über Lautsprecher zugeführt wurde, kurz nachzupfeifen und das Lippenbild so zu belassen, wie es nach subjektiver Meinung des Patienten zum Pfeifen des Tones geeignet wäre. Auch hier wurde jeweils mit und ohne Prothese abgeleitet, sowohl als Langzeit-Kontraktion wie auch als kurzzeitige Kontraktion. Die übrigen Bedingungen wie Kontraktionsdauer und Erholungsphase entsprechen denen der Spatelübung.

#### 4.3

##### Schlucken

##### Auxotone Kontraktion

Der Anlaß dieser Bewegungsform war ihr dynamischer Verlauf, frei von Willkür und die einfache Reproduzierbarkeit.

Da sich "Leerschlucken" als ungünstig erwies, erhielt der Proband jeweils eine konstante Menge Wasser, die er leicht und mit einer einzigen Kontraktion schlucken konnte.

#### 5.0 AUSWERTUNG UND MESSERGEBNISSE MIT DEN EINZELNEN VERFAHREN

##### 5.1

Manuelle Auswertung vom Registrat des 4-Kanal-Schreibers - nicht integriert

Wie die folgenden Bilder direkt geschriebener Elektromyogramme belegen, ist es nahezu unmöglich anhand des nichtintegrierten Signals Aussagen über die Innervationsstärke des Muskels zu wagen.

Dies gilt für die Potential-Amplitude und erst recht für deren Frequenz.

Nach den vorliegenden Erfahrungen scheinen Ausnahmen ausschließlich bei stark unterschiedlichen Kontraktionen gegeben zu sein. Obwohl die Autoren H. & G. GÜPFERT (32) eine hinreichende Diskriminationsfähigkeit beschrieben. Beide halten Frequenzfolgen bis zu einem gewissen Maße für visuell erfaßbar. Ein entscheidender Nachteil der Direktschreibweise scheint jedoch in der mangelnden Wiedergabe höherer Frequenzen zu liegen. Die Grenze des mechanischen Schreibwerkes ist im Bereich etwa ab 120 Hz ( 30 mm Kanal - 3 dB ) erreicht. Andererseits ist nach den Untersuchungen von STACY, R.W. et. al. ( 76 ) beim Oberflächen - EMG ein Frequenz - maximum zwischen 100 und 200 Hz zu erwarten. Derselbe Befund wird von BETHMANN, W. et. al. (5) unterstützt. Er fand die Aufzeichnung des Interferenzmusters sei nur mit einer Verzerrung möglich.

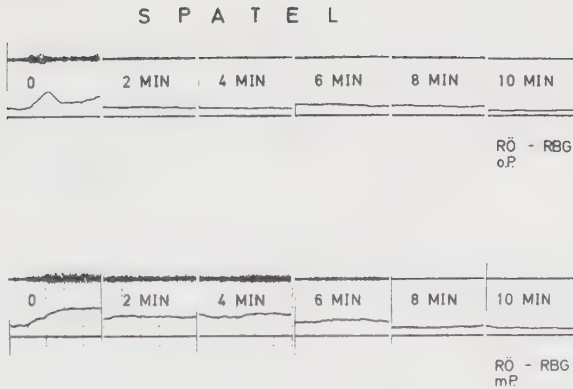


Bild 5: Aktivitätsvergleich isometrischer Dauerkon-  
traktionen bei Auswertung mit dem 4-Kanal-  
Schreiber (m.buccinator re.)

oberer Teil des Bildes: direkt und integriert geschrie-  
bene Aktivität ohne Prothese (o.P.)

unterer Teil des Bildes: direkt und integriert geschrie-  
bene Aktivität mit Prothese (m.P.)

Papiervorschub 10 mm/sec. das Schreibwerk wurde alle 2 Min.  
für 5 Sek. eingeschaltet.

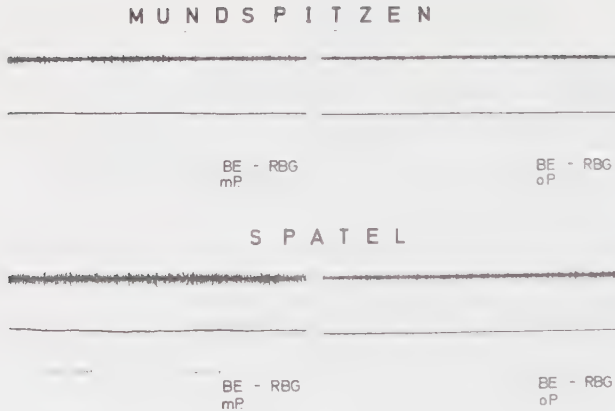


Bild 6: Aktivitätsvergleich bei unterschiedlichen kurzzeitigen isometrischen Kontraktionen (30 Sek.) mit und ohne Prothese, (Papiervorschub 25 mm/sec.)

Ergebnis: höhere Aktivität bei eingesetzter Prothese, geringe Unterschiedlichkeit beim Mundspitzen (m.buccinator re.)

Ein weiterer Grund soll nicht verschwiegen werden. Der zeitliche Aufwand für eine subtile Auswertung direkt geschriebener Elektromyogramme ist enorm. TALLGREN (82) begann mit Vorversuchen, ebenfalls zum Aktivitätsvergleich mit und ohne Prothese, die letztlich "auf Grund der Länge der Aufzeichnung" von einer Auswertung ausgeschlossen wurden.

Im vorliegenden Fall hätte sich selbst ohne die Untersuchungen bei Schluck-Kontraktionen mit 25 mm/Sec. Vorschubgeschwindigkeit eine Papierschlange von über 15 km Länge ergeben.

## 5.2

Manuelle Auswertung vom Registrat des 4-Kanal-Schreibers  
- integriert-

Bei den Kurzzeitversuchen wurde die Hubhöhe der integrierten Schreibspur in 5 cm-Schritten graphisch ermittelt, jeweils vom 0-Niveau aus.

Bei den Langzeitversuchen dagegen wurde das Schreibsystem nur alle 2 Minuten etwa 5 Sek. lang eingeschaltet. Das heißt bei 10 minütiger Versuchsdauer entsteht ein Registrierstreifen mit 6 zeitlich aufeinanderfolgenden Potentialfolgen. Dies entspricht etwa 5% der Gesamtimpulse.

### 5.2.1

Ergebnisse bei kurzzeitigen isometrischen Kontraktionen

Im folgenden dürfen zunächst die Ergebnisse der Kurzzeitversuche besprochen werden.

Tabelle 1 zeigt vergleichend die graphisch ermittelte Hubhöhe des Integrators in mm vom 0-Niveau aus. Der Quotient aus den beiden integrativ ermittelten Muskelaktivitäten soll die unterschiedlichen Befunde verdeutlichen.

Die Tabelle entstammt willkürlich herausgegriffenen Aufzeichnungen vom Magnetband, da nicht die Absicht bestand, sämtliche Auswertungen nach diesem Verfahren vorzunehmen.

Dennoch zeichnet sich bereits hier ein deutlicher Trend ab, mit dem Ergebnis höherer Muskelaktivität bei eingesetzter Prothese.

Tabelle 1:

Integrativ aufgezeichnete Muskelaktivität bei einzelnen isometrischen Kontraktionen mit Prothese ( m.P. ) und ohne Prothese ( o.P. ). Die Zahlenwerte beziehen sich auf die mittlere Amplitude, als Ausdruck der integrierten

Muskelaktivität, während je 30 Sek. Versuchsdauer.

Tabelle 1

| Versuchsperson                       | Amplitude | m.P. | Amp.   | o.P. | $Q_{OP}^{mP}$ |
|--------------------------------------|-----------|------|--------|------|---------------|
| Spatel - m.buccin. re                |           |      |        |      |               |
| Be 19.7.71                           | 4 mm      |      | 1 mm   |      | 4             |
| Be 26.7.71                           | 4 mm      |      | 2 mm   |      | 2             |
| Be 3.8.71                            | 2 mm      |      | 1 mm   |      | 2             |
| Spatel - m.orbicularis oris re.      |           |      |        |      |               |
| Be 19.7.71                           | 4,5 mm    |      | 0 mm   |      | -             |
| Be 26.7.71                           | 8 mm      |      | 4,5 mm |      | 1,77          |
| Be 3.8.71                            | 8,5 mm    |      | 6 mm   |      | 1,41          |
| Be 18.8.71                           | 15 mm     |      | 4 mm   |      | 3,75          |
| Mundspitzen - m.buccin. re.          |           |      |        |      |               |
| Be 19.7.71                           | 1 mm      |      | 0 mm   |      | -             |
| Be 26.7.71                           | 2,5 mm    |      | 1,5 mm |      | 1,66          |
| Be 3.8.71                            | 2 mm      |      | 4,5 mm |      | 0,42          |
| Mundspitzen - m.orbicularis oris re. |           |      |        |      |               |
| Be 19.7.71                           | 5 mm      |      | 3 mm   |      | 1,66          |
| Be 20.7.71                           | 8 mm      |      | 9 mm   |      | 0,88          |
| Be 26.7.71                           | 6 mm      |      | 4,5 mm |      | 1,33          |

### 5.2.2

#### Ergebnisse bei isometrischer Langzeit-Kontraktion

Der Sachverhalt einer höheren Muskelaktivität mit eingesetzter Prothese bestätigte sich auch bei den Langzeitkontraktionen wie Mundspitzen oder Spatel-Balanceübung. Hinzu kam eine deutliche Aktivitätsabnahme mit zunehmender Dauer der Muskelbelastung. Das Maß der Aktivitätsabnahme, gemessen an der integrierten Schreibspur belief sich im Verlaufe einer 10-minütigen Belastung bei der Spatel-Balanceübung auf etwa 50% der Ausgangshubhöhe. Ohne Prothese in Einzelfällen sogar noch mehr, in der Regel aber auch etwa 50%. Bei den Langzeitversuchen der Gruppe Mundspitzen zeigte sich im Elektromyogramm keine deutliche Ermüdung.

Da im genannten Verfahren nur etwa 5% der Gesamtpulse während einer 10-minütigen Dauerkontraktion erfaßt wurde, erschien eine detaillierte Aussage auf dieser Basis fragwürdig.

Es sei daher gestattet, an dieser Stelle zunächst nur auf die Bilder 7 und 8 als Stütze der Behauptungen zu verweisen. Eine genauere Beweisführung soll an späterer Stelle dieser Arbeit mit einem anderen Auswerteverfahren erbracht werden.

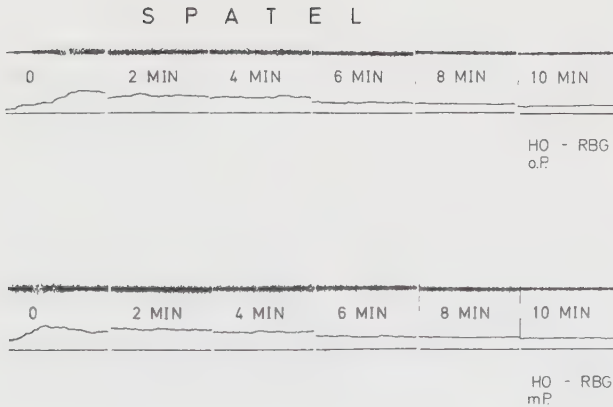


Bild 7: Aktivitätszeitgang direkt und integriert geschriebener Elektromyogramme mit dem 4-Kanal-Schreiber. Papiervorschub 10 mm/sec.  
( m.buccinator re. )

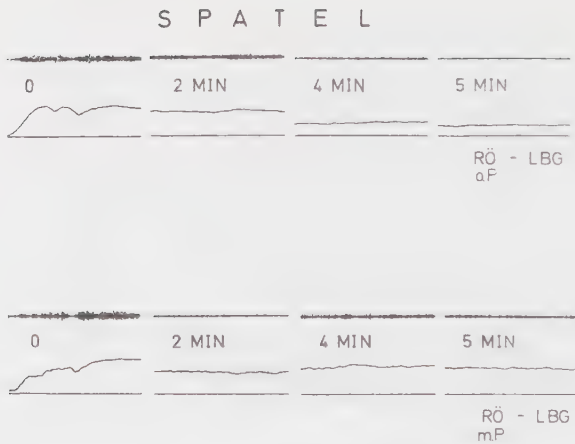


Bild 8: Aktivitätszeitgang bei einer 5-minütigen isometrischen Dauerkontraktion (m.buccinator li.). Die integrierte Schreibspur mit Prothese (unterer Bildteil) zeigt größere Aktivität als beim analogen Versuch ohne Prothese (oberer Bildteil).

### 5.2.3

Manuelle Auswertung integrierter Elektromyogramme  
des 4-Kanal-Schreibers bei auxotoner Kontraktion  
( Schlucken ).

Beim Schluckakt handelt es sich um eine auxotone Kontraktion. Unmittelbar vor dem Reflexbeginn beobachtet man eine Schließbewegung, die mit dem Zahnkontakt ihr Ende findet und zugleich in die isometrische Kontraktion überleitet.

In Abhängigkeit von individueller Kieferöffnung und vertikaler Dimension, stellt sich eine unterschiedliche Verteilung von auxotoner und rein isometrischer Kontraktion ein. Diese wird erwartungsgemäß relativ kurz und von ausgeprägt dynamischem Charakter sein. Die Interpretation von Elektromyogrammen solcher Kontraktionen ist bis heute nicht standardisiert. So bewertet MØLLER (61)

1. Kontraktionsdauer ( anhand der Direktschreibspur )
2. Maximalamplitude ( an der integrierten Schreibspur )
3. Zeitraum, in dem die Amplitude über 50% vom Maximum erhalten bleibt, ebenfalls integrativ ermittelt und gemessen.

Der Vorteil dieser Methode liegt im geringen Aufwand und der Übersichtlichkeit. Schwieriger erscheint die genaue Festlegung von Kontraktionsbeginn und -ende, da sich nahezu immer eine gewisse Spontanaktivität überlagert, die selbst im Direktregistrator eine Festlegung von Kontraktionsbeginn und Ende in Zweifel setzt.

Nach SPRENG, M. (74) ist bei integrativer Auswertung vor allem auch die Steigung der Kurve nach Kontraktionsbeginn als Ausdruck der Frequenzzunahme interessant. Abhängig vom Grad der Frequenzzunahme der Muskelpotentiale dürfen wie eine größere oder kleinere Amplitude erwarten. Bei vergleichbaren zeitlichen Vorgängen mißt SPRENG, M. weiterhin Zeitpunkt und Größe der Maximalamplitude, sowie die Gesamtdauer der Kontraktion anhand definierter Schwellenüberschreitungen. Aufbauend auf die Verfahren von SPRENG, M. und MØLLER, E. wurden folgende Parameter bewertet:

- a) Die Amplitude A, definiert als Maximalamplitude abzüglich 10%, um Spontanschwankungen zu eliminieren.
- b) Zeitdauer  $T_{50}$ . Dies ist der Zeitraum vom Überschreiten bis zum Unterschreiten des 50% Pegels, bezogen auf a).

- c) Steigung  $m$ . im Bereich zwischen 10% und 50% der Amplitude  $A$ .
- d) Fläche  $F$ , unter der Kurve, ebenfalls auf a) bezogen.

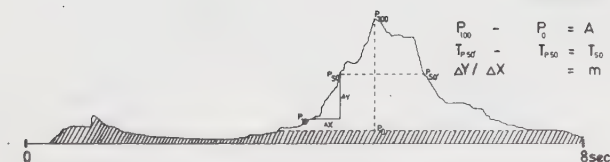


Bild 9: Elektronisch gespeicherte und maschinell ausgeschrieben integrierte Schluckbewegung. Der schraffierte Anteil wurde aus Gründen vorkommender Störschwankungen von der Bewertung ausgeschlossen. Definitionsgemäß lag die obere Grenze des schraffierten Anteils bei jeweils 10% der Maximalamplitude und war zugleich das Ausgangsniveau für die Auswertung der Kurve.

Zwangsläufig enthält diese rein graphische Auswertung gewisse Ablesungenauigkeiten. Diese werden umso größer ausfallen, je kleinformatiger das Registrat ist. Dies sei durch Bild Nr. 10 belegt.

### SCHLUCKEN

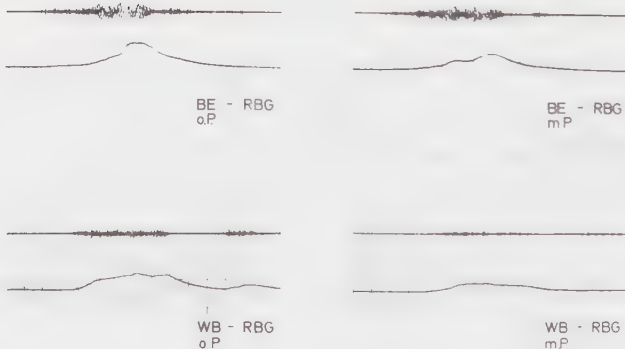


Bild 10 : Auswertung elektronisch integrierter Schluck-Kontraktionen mit dem 4-Kanal-Schreiber. Bei beiden Versuchspersonen zeigt sich bei Betrachtung der Fläche als Maß der Erregungsgröße in der integrierten Spur eine gesteigerte Muskelaktivität im Versuch ohne Prothese.  
(Papiervorschub: 10 mm/sec., Zeitkonstante Z : 0,5 Sek.)

Hier sind bei einem Mehrkanalschreiber meist relativ enge Grenzen gesetzt. Aus diesem Anlaß wurde später auf einen X-Y-Schreiber, Typ Moseley zurückgegriffen, der eine großformatige Ausschreibung der Kurven gestattet. Dies wurde bereits bei der Besprechung des Einsatzes eines elektronischen Vielkanalanalysators zur Speicherung einzelner integrierter Spontanbewegungen (Schluckakt) diskutiert.

In Bild 11 ist eine nach diesem Verfahren ausgeschriebene Kurve dargestellt.

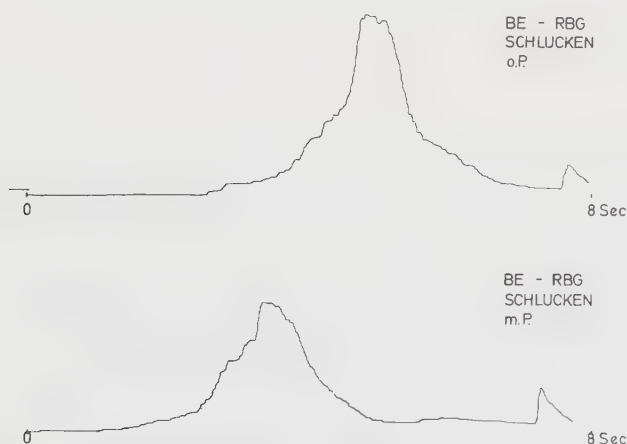


Bild 11: Maschinelle Ausschreibung elektronisch gespeicherter integrierter Schluckbewegungen, zum Vergleich der Muskelaktivität des m.buccinator re. mit und ohne Prothese

Zunächst jedoch einige Auswertungen anhand der Registrierungen mit dem 4-Kanal-Schreiber. Da jeder Kanal mit 3 cm-Schreibspur betrieben wurde und Schluckvorgänge von zeitlich kurzer Dauer sind, erschien bei der Kleinformatigkeit der Kurven eine Auswertung nach Steigung, Amplitude oder Kontraktionsdauer nicht sinnvoll.

Die folgende Tabelle enthält somit nur Angaben über die vom Millimeterpapier ausgezählten Flächenintegrale mit und ohne Prothese. Ausgezählt wurden alle Quadrate ab einem Niveau das 10% der Maximalamplitude erreichte ( $\pm 0,5$  mm).

Tabelle 2

Zusammenstellung einiger graphisch ausgezählter Flächenintegrale von Schluck-Kontraktionen nach dem 4-Kanal-Schreiber.

Der Quotient m.P. / o.P. ergab sich nach Division der gefundenen Fläche mit Prothese durch diejenige beim entsprechenden Versuch ohne Prothese.

| Versuchsperson | Quotient der Flächenintegrale<br>m.P. / o.P. |
|----------------|----------------------------------------------|
| Rü 8.7.71      | 0,82                                         |
| Be 19.7.71     | 0,83                                         |
| Be 26.7.71     | 0,94                                         |
| Be 3.8.71      | 1,11                                         |
| Pa 23.7.71     | 0,86                                         |

In dieser Tabelle fällt das kleinere Flächenintegral bei den Versuchen mit Prothese auf. Dies schien bei Betrachtung der Fläche als Erregungsgröße widersprüchlich zu den vorangegangenen Aussagen zu sein. Deshalb und auf Grund fehlender Streuungsangaben zur Abklärung dieses Problems schien der Einsatz des elektronischen Analysators besonders wünschenswert, was an späterer Stelle ausführlicher behandelt wird. Im weiteren soll jedoch erst auf das Ratezählverfahren eingegangen werde.

### 5.3

#### Elektronische Ratezählung

Gemäß physiologischer Überlegungen kann davon ausgegangen werden, daß die Kontraktionsgröße eines Muskels nach Kraft, Hubhöhe und Geschwindigkeit eine Funktion der Frequenz ankommender Nervimpulse und der Anzahl in Aktion tretender motorischer Einheiten ist. Demzufolge stellt das Verfahren eine grobe Frequenzzählung dar, ( infolge der Überlagerungen im Interferenzmuster).

### 5.3.1

#### Auswertung und Ergebnisse bei manueller Bestimmung der Ableseintervalle

In einem ersten Schritt wurden aufeinanderfolgende Abschnitte des Magnetbandes in 10 Sek. Schritten ausgezählt.

Nachfolgend die Zusammenstellung einiger Ergebnisse. Es handelt sich um kurzzeitige isometrische Kontraktionen. (Spatel und Mundspitzen).

Die elektronisch ermittelte Frequenz des Aktivitätsmusters nach 10, 20 und 30 Sek. der Belastung wurde als Mittelwert aus je 10 Einzelversuchen mit und ohne Prothese übernommen. Die Tabelle selbst gibt die Quotienten der gefundenen mittleren Frequenz mit Prothese / ohne Prothese wieder.

#### Tabelle 3

Aktivitätsvergleich mit und ohne Prothese auf der Basis von Mittelwerten aus je 10 Ratezählungen.

Q 10, Q 20, Q 30 sind dabei die gefundenen Aktivitätsquotienten ( m.P. / o.P. ) nach 10, 20 und 30 Sek. seit Beginn der Registrierung. D.h. ergibt sich beispielsweise für Q 10 beim Mundspitzen und Ableitung vom m.orbicularis oris der Wert 2,0 so würde das bedeuten: Die Muskelaktivität mit Prothese ist in diesem Fall doppelt so groß wie ohne Prothese.

Tabelle 3

|          |    | Vers.Pers. | Q 10  | Q 20 | Q 30  |
|----------|----|------------|-------|------|-------|
| Spatel   |    |            |       |      |       |
| m.bucc.  | Be | 19.7.71    | 13,33 | 13,2 | 15,25 |
|          | Be | 26.7.71    | 12,5  | 17,5 | -     |
|          | Be | 3.8.71     | 4,3   | 6,25 | 7,8   |
| Mund-    |    |            |       |      |       |
| spitzen  | Be | 19.7.71    | 0,8   | 0,9  | 1,4   |
|          | Be | 26.7.71    | 1,3   | 0,95 | 0,73  |
|          | Be | 3.8.71     | 1,13  | 1,0  | 1,75  |
| Spatel   |    |            |       |      |       |
| m.orbic. | Be | 19.7.71    | 6,5   | 11,6 | 14,0  |
|          | Be | 26.7.71    | 1,03  | 1,05 | 1,01  |
|          | Be | 3.8.71     | 1,09  | 1,09 | 1,08  |
| Mund-    |    |            |       |      |       |
| spitzen  | Be | 19.7.71    | 1,54  | 1,93 | 1,97  |
|          | Be | 26.7.71    | 1,48  | 1,56 | 1,43  |
|          | Be | 3.8.71     | 1,34  | 1,39 | 1,45  |

Genausogut könnte man natürlich die mittlere Gesamtimpulsmenge nach 30 Sek. aller 10 Einzelversuche darstellen. Dies ist in Bild 12 bei einem Fall geschehen. Die Säule A<sub>1</sub> zeigt die Zusammenstellung von 10 zeitlich aufeinanderfolgenden Mittelwerten für die Spatel-Kurzzeitübung mit Prothese.

Die Säule B<sub>1</sub> dasselbe für die zugehörigen Versuche ohne Prothese. Am Rande rechts erscheint zusätzlich das entsprechende Ergebnis bei Mittellung wie in der vorhergehenden Tabelle.

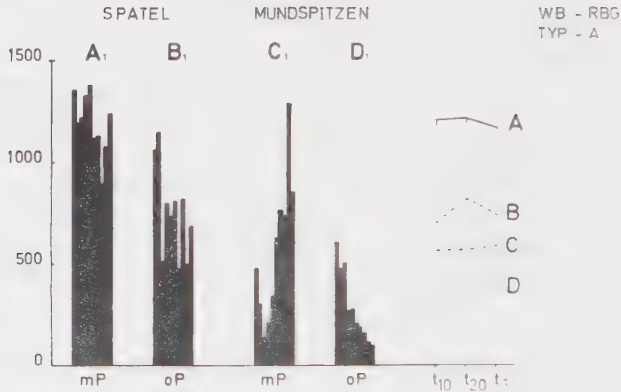


Bild 12: Ergebnis einer Ratezählung bei kurzzeitiger isometrischer Kontraktion (Ableseintervall 10 Sek.)

Säulen A<sub>1</sub> - D<sub>1</sub>: mittlere Impulszahl pro Ableseintervall bei jeweils 10 Einzelversuchen. Dazu wurde die Anzahl der Gesamtpulse nach 30 Sek. Kontraktionsdauer jeweils durch 3 dividiert.

A<sub>2</sub> - D<sub>2</sub>: mittlere Impulszahl aller 10 Einzelversuche nach 10, 20, 30 Sek. bezogen auf den Kontraktionsbeginn

Weiterhin galt das Interesse folgenden Fragen:

- a) Wie verhält sich der Muskel bei längerer Belastung mit und ohne Prothese.
- b) kommt es zu rhythmischer oder links-rechts-seitiger Aktivitätsverlagerung?

Zunächst soll das Zeitverhalten der Aktivität betrachtet werden.

Hier ergab sich in der Mehrzahl aller Fälle bei Langzeitbelastung mit Spatel eine höhere Aktivität solange die Prothesen eingesetzt waren.

Dies wird nachfolgend bei der Beschreibung der automatischen Auswertung durch Zahlen belegt werden. Ein typischer Fall soll durch Bild 13 dargestellt werden.

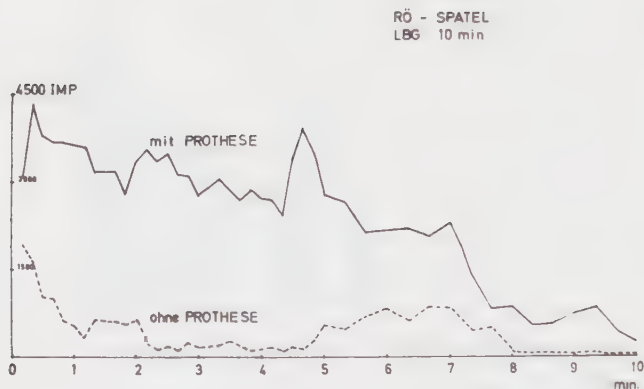


Bild 13: Ratezählung mit manueller Festlegung der  
Ableseintervalle (10 Sek.)

Ordinate: Impulszahl pro 10 Sek.

Abszisse: Kontraktionsdauer in Min.

Höhere Muskelaktivität bei eingesetzter  
Prothese, sowie eine deutliche Aktivitäts-  
abnahme infolge Ermüdung mit zunehmender  
Kontraktionsdauer.

Die X-Achse zeigt die Zeiteinteilung in Minuten, die y-Achse die gemessene Impulsmenge in 10 Sekunden. Das heißt die Kurve setzt sich aus 6 Meßpunkten zusammen. Weiterhin fällt die Aktivitätsabnahme mit zunehmender Kontraktionsdauer auf, die zudem ohne Prothese früher und intensiver einsetzt.

Beide Befunde konnten im Fall einer Langzeit-Kontraktion durch Mundspitzen nicht sicher erhoben werden. Dies sei durch Bild 14 verdeutlicht, das innerhalb der Schwankungsbreite einen praktisch identischen Aktivitätsverlauf mit und ohne Prothese zeigt.

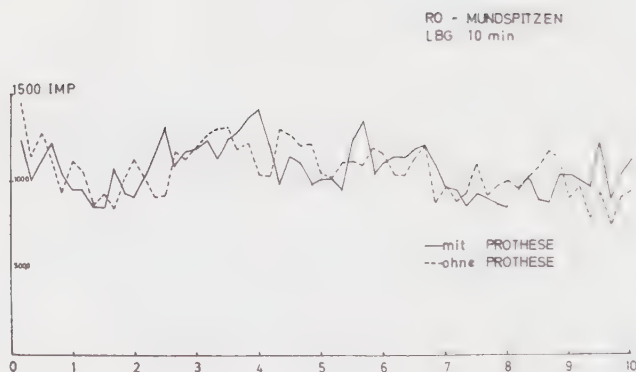


Bild 14: Ratezählung mit manueller Festlegung der  
Ableseintervalle (10 Sek.)

Ordinate: Impulszahl pro 10 Sek.

Abszisse: Kontraktionsdauer in Min.

Die mittlere Potentialfrequenz dieser  
Kontraktionsübung liegt etwa bei 110 Hz,  
sowohl mit als auch ohne Prothese.

Die Untersuchung bei beiden Langzeitversuchen nach Rhythmik oder Aktivitätsverlagerungen verlief negativ. Wie sich zeigte war die Muskelkoordination zwischen vergleichbaren Muskeln der linken und rechten Gesichtshälfte sehr ausgeglichen (Bild 15). Dies galt auch bei Kontraktionen ohne Prothese.

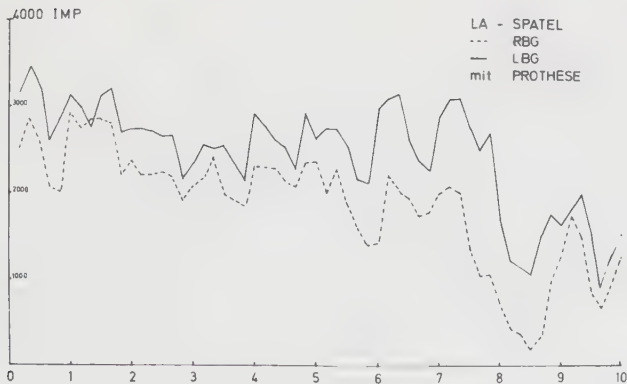


Bild 15: Links-rechts Vergleich der Muskelaktivität bei Ableitung am m. buccinator (Ratezählung, manuelle Ableseintervalle 10 Sek.) Beide Muskeln arbeiten bei gleichzeitiger Belastung synchron.

Wie beschrieben betrug die Torbreite bei manueller Bedienung des Zählers 10 Sek. Obwohl damit eine Beurteilung des Aktivitätsverlaufs von Muskelkontraktion ohne weiteres möglich ist, erscheint dieses Raster für subtile Untersuchungen der Aktivitätsvariabilität nicht fein genug. Während Perioden relativer Aktivitätsarmut konnte beobachtet werden, daß der Zähler 5, 6 oder gar 7 Sekunden überhaupt nicht angestoßen wurde, um dann plötzlich, burstartig, auf Werte von 300 und mehr Impulsen hochzuschleunigen. Diese wichtige Tatsache käme aber in einem Diagramm mit dem bisherigen Abtastverfahren überhaupt nicht zum Vorschein. Andererseits erfordert aber die manuelle Bedienungsmethode durch Starten und Zurücksetzen sowie Ablesen des Zählers bei gleichzeitiger Stoppuhrkontrolle eine derart hohe Konzentration, daß andere Wege beschritten werden müssen.

Schon bei 100 Impulsen pro Sekunde und einer Reaktionszeit von 0,1 Sek. für Start und Zurücksetzen des Zählers ergibt sich ein Fehler von 2% ( 10 Sek. Torbreite ). Verkürzt sich dieses Ableseintervall auf eine Sekunde, so würde bei gleicher Reaktionszeit und Impulsfolge der Fehler jedesmal 20% betragen. - Abgesehen davon ist der Schlupf des Zählwerks für eine genaue Einstellung des

Magnetbandes zu groß. Das heißt: Es führt nur eine rein maschinelle Auswertung weiter, wie sie in ihrer Methodik bereits beschrieben wurde.

### 5.3.2

Auswertungen mit dem automatischen Ratezählverfahren  
( Balance-Versuch und Mundspitzen )

Die Bilder 16 und 17 sind Resultate nach diesem Verfahren.

In der X-Achse erscheint die Zeit der automatischen Analyse, die Y-Achse gibt die Impulse/Sek. in linearer Beziehung wieder. Es sind jeweils die Ergebnisse mit und ohne Prothese einander gegenüber gestellt.

Die Auswertung bei allen Langzeitversuchen erfolgt graphisch und zwar so, daß die mittlere Frequenz in cm von der Null-Linie aus gemessen wurde.

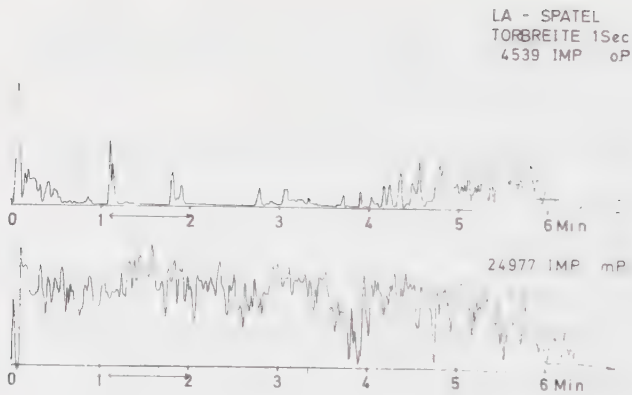


Bild 16: Automatische Ratezählung (Ablesintervall 1 Sek.)

Ordinate: Impulsfrequenz ( 3 cm  $\hat{=}$  100 Imp)

Abzisse: Kontraktionsdauer in Min.

Im Vergleich zur Ratezählung bei manueller Bestimmung der Ableseintervalle, lassen sich hier Aktivitätsvariabilitäten besser beurteilen.

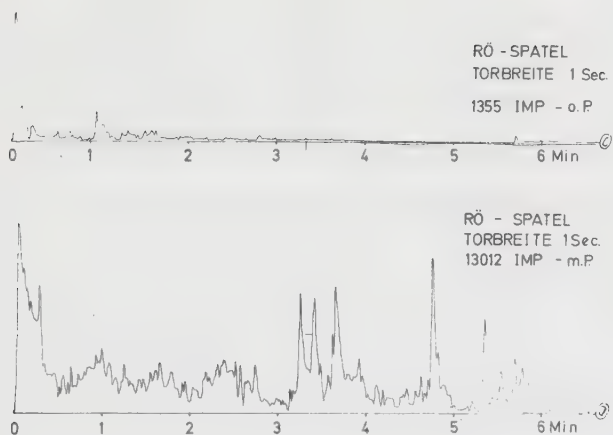


Bild 17: Automatische Ratezählung (Ableseintervall 1 Sek.)

Ordinate: Impulse pro Sek. ( 3 cm  $\hat{=}$  100 Imp)

Abszisse: Kontraktionsdauer in Min.

Bei allen kurzzeitigen Versuchen der Gruppe Spatel und Mundspitzen betrug die Torbreite nur 0,2 Sek. ( 5 Hz ). Dementsprechend hoch ergab sich die Aktivitätsvariabilität, so daß eine graphische Auswertung nicht sinnvoll erschien. Aus diesem Grunde ist bei den kurzzeitigen Versuchen nur die mittlere Impulsmenge nach 30 Sek. aus je 10 Einzelversuchen dargestellt. Die Werte entstammen einem elektronischen Zähler, der dem automatischen Analysator parallel geschaltet war. Zunächst eine Zusammenstellung solcher Mittelwerte bei Kurzzeitversuchen.

Dargestellt ist die Gesamtimpulsmenge mit Prothese ( m.P. ) und ohne Prothese ( o.P. ) nach jeweils 30 Sek. der Analyse. ( Ratezählung)

Q - gibt wieder den Aktivitätsquotienten m.P./o.P. an.

Tabelle 4

Ergebnisse von Ratezählungen bei kurzzeitigen isometrischen Kontraktionen

|          |    | Vers.Pers. | m.P.    | o.P.    | Q    |
|----------|----|------------|---------|---------|------|
| Spatel   | Wb | 22.7.71    | 3645,55 | 3268,0  | 1,11 |
| m.bucc.  | Be | 26.7.71    | 403,8   | 86,28   | 4,68 |
|          | Be | 3.8.71     | 693,7   | 146,4   | 4,73 |
|          | Rö | 19.8.71    | 2826,9  | 1717,7  | 1,64 |
| Mund-    | Wb | 22.7.71    | 2769,1  | 2295,88 | 1,21 |
| spitzen  | Be | 26.7.71    | 495,3   | 338,4   | 1,46 |
| m.bucc.  | Be | 3.8.71     | 828,55  | 666,6   | 1,24 |
|          | Be | 19.7.71    | 2909,55 | 499,55  | 5,82 |
| Spatel   | Wb | 22.7.71    | 3795,2  | 3965,1  | 0,95 |
|          | Be | 26.7.71    | 2901,4  | 2544,7  | 1,14 |
| m.orbic. | Be | 3.8.71     | 3326,5  | 3715,8  | 0,89 |
| oris     | Rö | 18.8.71    | 4750,8  | 3789,66 | 1,25 |
| Mund-    | Be | 19.7.71    | 2903,1  | 2772,2  | 1,04 |
| spitzen  | Wb | 22.7.71    | 3998,9  | 3533,0  | 1,13 |
|          | Be | 26.7.71    | 3309,5  | 3035,6  | 1,09 |
| m.orbic. | Be | 3.8.71     | 3758,0  | 3401,8  | 1,10 |
| oris     |    |            |         |         |      |

Als Resultat dieser Zusammenstellung läßt sich eine höhere Muskelaktivität bei allen kurzzeitigen Versuchen mit eingesetzter Prothese festhalten. Als Nebebefund erscheint noch die wesentlich höhere Impulsdichte bei Ableitungen am *m.orbicularis oris* gegenüber denen vom *m.buccinator* erwähnenswert. Als Ursache kommen wohl vor allem zwei Dinge in Frage. Erstens ist die Muskelbelastung mit den angegebenen Übungen A (Spatel) und B (Mundspitzen) an der Lippenmuskulatur direkter. Zum anderen ist die Wangenmuskulatur durch den Bichat'schen Fettpfropf abgeschirmt. Zur Klärung weiterer Einflüsse der Totalprothese auf die zirkumorale Muskulatur, sollen im folgenden vor allem Langzeit-Kontraktionen untersucht werden. Durch Ratezählung mit manueller Bestimmung der Torbreite konnten bereits Aktivitätslage, Ermüdung und Muskelkoordination mit und ohne Prothese gemessen und verglichen werden. Außerdem wurde die Bedeutung genügend kurzer Ableseintervalle auf die Güte der Meßergebnisse hervorgehoben. Die vollautomatische Ratezählung ist vom Prinzip her ebenfalls dargestellt worden. Nachfolgend seien nun besonders interessierende Fragen und der Versuch ihrer Beantwortung mit diesem Verfahren beschrieben.

Bezugnehmend auf Kap. 2 - Vorgehen und Aufgaben der eigenen Untersuchungen - sollten die bisherigen Ergebnisse der Kurzzeitversuche nun bei langzeitigen isometrischen Kontraktionen überprüft und erweitert werden.

Alle Fragen wurden speziell an Langzeitkontraktionen der Versuchsgruppe A (Spatel) untersucht.

Zunächst zur Prüfung der Aktivitätslage auf Übereinstimmung mit den Befunden der bisher angewendeten Verfahren. Dazu wurde die Gesamtimpulsmenge während der automatischen Analyse gemessen und verglichen, analog zum Vorgehen bei kurzzeitigen Kontraktionen. Wie Tabelle 5 zeigt, ist auch hier die Aktivitätslage mit Prothese höher. Und zwar in dieser Untersuchung bei 15 von 20 Fällen.

#### Tabelle 5

Prüfung der Aktivitätslage auf Übereinstimmung mit den bisherigen Befunden.

Untersuchungsgrundlagen sind die Gesamtimpulse von Ratezählungen mit Prothese ( m.P. ) und ohne Prothese

( o.P. ) bei langzeitigen Muskelkontraktionen.

Tabelle 5

| V.P. | Datum    | Versuch    | Aktivitäts-<br>lage m.P.<br>höher | A.o.P.<br>höher | m/oP<br>Quot. |
|------|----------|------------|-----------------------------------|-----------------|---------------|
| Be   | 10.08.71 | I a/b Ro   |                                   | X               | 0,52          |
| Be   | 13.08.71 | I a/b Rb   |                                   | X               | 0,64          |
| Rö   | 18.08.71 | III a/b Ro | X                                 | X               | 1,07          |
| Rö   | 19.08.71 | III a/b Rb | ab 6 Min.                         | (X)             | 0,98          |
| Rö   | 3.11.71  | A/B LB     | X                                 |                 | 6,8           |
| Rö   | 3.11.71  | C/B LB     | X                                 |                 | 9,6           |
| Rö   | 4.11.71  | A/B LB     | X                                 |                 | 1,5           |
| Rö   | 4.11.71  | C/D LB     | X                                 |                 | 1,2           |
| Ho   | 10.01.72 | A/B LB     | ab 8 Min.                         | (X)             | 0,65          |
| Ho   | 10.01.72 | C/D LB     |                                   | X               | 0,78          |
| Ri   | 14.01.72 | A/B LB     |                                   | X               | 0,69          |
| Ri   | 14.01.72 | C/D LB     |                                   | X               | 0,41          |
| La   | 21.01.72 | A/B RB     | X                                 |                 | 2,6           |
| La   | 21.01.72 | C/D RB     | X                                 |                 | 5,5           |
| Ho   | 25.01.72 | A/B RB     | X                                 |                 | 1,05          |
| Ho   | 25.01.72 | C/D RB     | X                                 |                 | 1,06          |
| La   | 27.01.72 | A/B RB     | X                                 |                 | 2,7           |
| La   | 27.01.72 | C/D RB     | X                                 |                 | 5,1           |
| Wz   | 3.07.72  | A/B RB     | X                                 |                 | 1,0           |
| Wz   | 3.07.72  | C/D RB     | X                                 |                 | 1,1           |

Die Mittelwerte aller Aktivitätsquotienten  $Q_n$  ergibt sich zu  $M(Q_n) = 2,24$ . Der mittlere Fehler des Mittelwertes beträgt  $\bar{\sigma} = 0,562$

Tabelle 6 ist eine erweiterte Darstellung der Ergebnisse von Tabelle 5 und bezieht sich auf die Frage nach Zeitbereichen extremer Aktivitätsdivergenz. Dazu wurde die Gesamtanalysenzeit jedes Versuchs entsprechend der 400 Kernspeicherzellen des automatischen Analysators in 4 gleiche Zeitbereiche unterteilt ( 100 Sek. ).

Die Auswertung selbst erfolgte durch graphische Mittelung der Y-Koordinaten in den jeweiligen 4 Zeitabschnitten. Die so ausgewerteten Koordinaten stehen in linearer Beziehung zur jeweiligen Impulsfrequenz, wobei einer Y-Koordinate von 3 cm eine Frequenz von 100 Hz zuzuordnen ist.

Tabelle 6

| V.P. | Datum    | Versuch   | 1.Viertel |      | 2.Viertel |      | 3.Viertel |      | 4.Vierte |      |
|------|----------|-----------|-----------|------|-----------|------|-----------|------|----------|------|
|      |          |           | m.P.      | o.P. | m.P.      | o.P. | m.P.      | o.P. | m.P.     | o.P. |
| Be   | 10.08.71 | Ia/b RO   | 1,4       | 2,4  | 1,7       | 3,0  | 2,1       | 4,0  | 2,2      | 4,6  |
| Be   | 13.08.71 | Ia/b RB   | 4,1       | 6,0  | 4,3       | 6,2  | 4,1       | 6,1  | 4,6      | 6,8  |
| Rö   | 18.08.71 | IIIa/b RO | 7,0       | 8,0  | 5,0       | 4,5  | 6,0       | 3,5  | 4,0      | 5,0  |
| Rö   | 19.08.71 | IIIa/b RB | 1,7       | 3,0  | 1,5       | 2,0  | 0,6       | 0,1  | 2,5      | 0,2  |
| Rö   | 3.11.71  | A/B LB    | 6,5       | 2,5  | 5,8       | 1,3  | 5,1       | 1,0  | 3,9      | 1,9  |
| Rö   | 3.11.71  | C/D LB    | 2,8       | 0,7  | 1,7       | 0,15 | 2,5       | 0,05 | 1,4      | 0,1  |
| Rö   | 4.11.71  | A/B LB    | 7,6       | 4,8  | 2,0       | 3,0  | 4,0       | 0,9  |          |      |
| Rö   | 4.11.71  | C/D LB    | 7,9       | 5,9  | 6,0       | 7,1  | 7,0       | 5,8  |          |      |
| Ho   | 10.01.72 | A/B LB    | 3,8       | 4,0  | 2,0       | 2,9  | 0,2       | 0,4  | 0,05     | 0,4  |
| Ho   | 10.01.72 | C/D LB    | 5,5       | 4,8  | 3,1       | 4,7  | 3,0       | 4,0  | 1,1      | 2,6  |
| Ri   | 14.01.72 | A/B LB    | 4,2       | 3,3  | 1,7       | 2,8  | 1,6       | 2,3  |          |      |
| Ri   | 14.01.72 | C/D LB    | 2,5       | 4,0  | 1,3       | 3,6  | 2,1       | 3,8  |          |      |
| La   | 21.01.72 | A/B LB    | 6,0       | 3,7  | 4,5       | 4,0  | 4,8       | 2,8  | 5,2      | 4,1  |
| La   | 21.01.72 | C/D LB    | 4,8       | 3,3  | 4,0       | 4,7  | 4,2       | 4,9  | 3,2      | 4,8  |
| La   | 21.01.72 | A/B RB    | 4,8       | 1,0  | 3,8       | 1,0  | 4,0       | 2,2  | 3,2      | 2,7  |
| La   | 21.01.72 | C/D RB    | 4,5       | 1,0  | 4,2       | 0,5  | 3,9       | 1,0  | 2,4      | 1,5  |
| Ho   | 25.01.72 | A/B LB    | 3,5       | 1,9  | 1,3       | 1,2  | 0,8       | 2,0  |          |      |
| Ho   | 25.01.72 | C/D LB    | 4,9       | 5,0  | 4,0       | 3,8  | 2,5       | 2,3  |          |      |
| La   | 27.01.72 | A/B RB    | 1,0       | 1,0  | 2,1       | 0,7  | 2,9       | 0,8  |          |      |
| La   | 27.01.72 | C/D RB    | 1,0       | 0,9  | 2,4       | 0,3  | 2,6       | 0,4  |          |      |
| Wz   | 3.07.72  | A/B RB    | 4,5       | 3,8  | 2,8       | 2,9  | 2,0       | 2,0  |          |      |
| Wz   | 3.07.72  | C/D RB    | 4,9       | 4,0  | 5,2       | 4,3  | 4,5       | 4,4  |          |      |

Zum Vergleich der Muskelaktivitäten mit und ohne Prothese soll hier und im folgenden die Vertrauensgrenze der mittleren Aktivität errechnet und der Vertrauensbereich der Messungen angegeben werden:

Vorgehen:

- 1) Schätzung des Mittelwertes  $M$  als Quotient aus der Summe aller Einzelaktivitäten  $X_i$  und deren Anzahl  $N$

$$M = \frac{\sum X_i}{N}$$

- 2) Varianz der Verteilung

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum \Delta X_i^2}{N - 1}}$$

wobei  $X_1, X_2, \dots, X_n$  die jeweilige Abweichung der Einzelwerte vom Mittelwert angibt.

- 3) Standardabweichung des Mittelwertes ( Vertrauensgrenze )

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma}{N}$$

- 4) Im Vertrauensbereich von  $M \pm 2\bar{\sigma}$  liegen dann 95% aller möglichen Mittelwerte, bei  $M \pm 3\bar{\sigma}$  sind es 99,7%

Vergleicht man die mittlere Aktivitätslage aller Versuche in den einzelnen Zeitbereichen auf signifikante Unterschiedlichkeit, so erhält man:

erstes Viertel

|                                   | mit Prothese           | ohne Prothese          |
|-----------------------------------|------------------------|------------------------|
| mittlere Aktivitätslage:          | $m = 4,316$            | $m = 3,409$            |
| mittlerer Fehler des Mittelwertes | $\bar{\sigma} = 0,428$ | $\bar{\sigma} = 0,408$ |

zweites Viertel

|                                   |                        |                        |
|-----------------------------------|------------------------|------------------------|
| mittlere Aktivitätslage:          | $m = 3,200$            | $m = 2,938$            |
| mittlerer Fehler des Mittelwertes | $\bar{\sigma} = 0,326$ | $\bar{\sigma} = 0,407$ |

drittes Viertel

|                                   |                        |                        |
|-----------------------------------|------------------------|------------------------|
| mittlere Aktivitätslage:          | $m = 3,204$            | $m = 2,488$            |
| mittlerer Fehler des Mittelwertes | $\bar{\sigma} = 0,369$ | $\bar{\sigma} = 0,393$ |

Das letzte Viertel wurde nicht analysiert, da einige Langzeitversuche nur 5-Minuten dauerten.

Dies entspricht bei 1 Hz Torbreite genau 300 Adressen und somit 3 Zeitabschnitten á 100 Sek.

Die Frage nach der Aktivitätslage in den einzelnen Zeitabschnitten läßt sich also wie folgt beantworten:

erstes Viertel: Die Aktivität mit Prothese ist um etwa 21% höher als ohne Prothese ( Vertrauensbereich 95% )

zweites Viertel: Die Aktivität mit Prothese ist nicht signifikant höher als ohne Prothese ( Vertrauensbereich unter 60% )

drittes Viertel: Hier beträgt die Aktivitätsdifferenz zwischen Versuch mit Prothese und ohne Prothese 22% ( Vertrauensbereich 95% )

Bei der Suche nach Unterschieden bezüglich der Ermüdung der Muskulatur mit und ohne Prothese ergeben sich folgende Befunde:

mit Prothese:

In den ersten 100 Sek. liegt die Aktivität um etwa 26% über jener des zweiten Viertels ( Vertrauensbereich über 95% ). Dagegen bleibt die Aktivitätslage im dritten Viertel ( bis 5 Min. ) auf demselben Niveau wie im zweiten Viertel erhalten.

ohne Prothese:

Die Aktivität des zweiten Viertels liegt nur um 14% niedriger als im ersten Viertel ( Vertrauensbereich über 95% ), fällt dann allerdings nochmals ab, so daß vom

dritten zum ersten Viertel eine Unterschiedlichkeit von etwa 27% ( Vertrauensbereich über 95% ) besteht.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die Aktivität mit Prothese vor allem in den ersten 100 Sek. kräftig abnimmt, dann jedoch in etwa konstant bleibt. Dagegen liegt sie ohne Prothese von vorn herein um 21% niedriger, sinkt dann aber in den ersten 3 1/2 Min. weniger ab (Vertrauensbereich 95% ). Danach allerdings scheint die Muskulatur ohne Prothese einer Dauerbelastung nicht mehr standhalten zu können. Die Aktivitätsdifferenz in diesem Zeitbereich zu jener mit Prothesenhilfe beträgt über 22% und liegt insgesamt um 42% niedriger als die Ausgangsaktivität mit Prothese ( Vertrauensbereich über 99,7% ).

Im Weiteren soll nun die Frage nach dem ersten deutlichen Aktivitätsminimum geklärt werden. Daraus lassen sich Rückschlüsse auf den Ermüdungsbeginn ziehen. Die Auswertung erfolgte wiederum durch graphische Vermessung der vom X-Y-Schreiber gegebenen Kurven. ( Siehe Bild 18 )

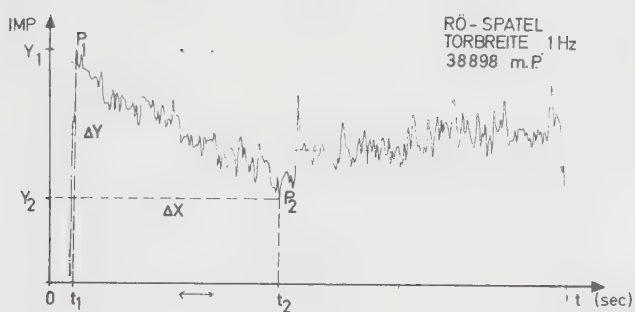


Bild 18: Bestimmung des ersten deutlichen Aktivitäts-  
minimums.

Dabei wurde der Abstand  $y_1$  des initialen Aktivitätsminimums von der Null-Linie zum Zeitpunkt  $t_1$  gemessen und gleich 100% gesetzt. Anschließend folgte die Messung des ersten Minimums  $y_2$  zum Zeitpunkt  $t_2$  in % von  $y_1$ . Damit läßt sich die mittlere Neigung als Differenzquotient  $m = \frac{\Delta y}{\Delta t}$  bestimmen. Die entsprechenden Werte sind in der Tabelle 7 zusammengefaßt.

Tabelle 7:

Bestimmung des ersten deutlichen Aktivitätsminimums bei isometrischer Langzeitkontraktion.

| Vers. Pers. |          |    | mit Prothese |       | ohne Prothese |       |
|-------------|----------|----|--------------|-------|---------------|-------|
| Rö          | 18.08.71 | RO | 6            | 52,63 | 3,7           | 50    |
| Rö          | 19.08.71 | RB | 6            | 93,44 | 9             | 90    |
| Rö          | 3.11.71  | LB | 7            | 55,56 | 5,5           | 84,6  |
| Rö          | 3.11.71  | LB | 2,2          | 89,47 | 0,8           | 98,46 |
| Rö          | 4.11.71  | LB | 10           | 99    | 7             | 85    |
| Rö          | 4.11.71  | LB | 9,5          | 60    | 7             | 56,2  |
| Ho          | 10.01.72 | LB | 5,5          | 89,09 | 6             | 64,29 |
| Hd          | 10.01.72 | LB | 6            | 72,23 | 7             | 70,59 |
| Ri          | 14.01.72 | LB | 7,5          | 14,44 | 4,5           | 93,75 |
| Ri          | 14.01.72 | LB | 7,5          | 97,5  | 3             | 77,78 |
| La          | 21.01.72 | LB | 11           | 75    | 10            | 100   |
| La          | 21.01.72 | LB | 5            | 75    | 3,5           | 100   |
| La          | 21.01.72 | RB | 3            | 86    | 3             | 18,5  |
| La          | 21.01.72 | RB | 3,5          | 58,33 | 3             | 98,18 |
| La          | 27.01.72 | RB | 6,5          | 93,44 | 4             | 98,18 |
| La          | 27.01.72 | RB | 2,2          | 100   | 1,2           | 95    |
| Wz          | 3.04.72  | RB | 10           | 85    | 4             | 80    |

Berechnet man die mittlere Neigung der Kurven und vergleicht ihre Signifikanz, so ergibt sich:

|                                      | mit Prothese          | ohne Prothese        |
|--------------------------------------|-----------------------|----------------------|
| mittlere Neigung                     | $m = 16,37$           | $m = 28,09$          |
| mittlerer Fehler<br>des Mittelwertes | $\bar{\sigma} = 2,75$ | $\bar{\sigma} = 7,2$ |

Dieses erste deutliche Aktivitätsminimum stellt ein relativ kurzfristiges Ereignis meist innerhalb der ersten Minuten nach Belastungsbeginn dar. Es wird sofort abgelöst von einer muskulären Gegensteuerung und erscheint somit kaum innerhalb der Mittelwertsbetrachtung des oben erwähnten Aktivitätszeitganges. Die hier errechnete Neigung der Kurven ist daher nicht identisch mit dem Gesamt-Ermüdungsverhalten der Muskulatur.

Auffallend ist die wesentlich größere Streuung der mittleren Neigung des Ermüdungsganges bei den Versuchsbedingungen ohne Prothese. Sie ist auch Ursache für die geringer signifikante Unterschiedlichkeit zu den Versuchen mit Prothese von nur  $1,6\bar{\sigma}$ . (Vertrauensbereich 90% ).

Offensichtlich bereitet den Versuchspersonen die Muskelsteuerung ohne Prothese mehr Schwierigkeit. Insgesamt wird also das erste deutliche Aktivitätsminimum ohne Prothese schneller erreicht.

#### 5.4

##### Elektronische Speicherung und maschinelle Ausschreibung integrierter Elektromyogramme

Im Anschluß an die Ratezählung soll die Aufmerksamkeit nochmals der Versuchsgruppe mit definierten Schluckbewegungen gelten. Bereits im Verlaufe der Auswertung am 4-Kanal-Schreiber konnte gezeigt werden, daß das Flächenintegral der Muskelaktivität mit Prothese kleiner war als ohne Prothese.

Diese Beobachtung sollte mit Hilfe des automatischen Auswerte-Verfahrens nochmals überprüft und ergänzt werden.

Die Verfahrenstechnik sowie Einzelheiten der graphischen Auswertung wurden bereits erwähnt. Die nachfolgende Tabelle umfaßt die gefundenen Werte von je 10 Kontraktionen mit und ohne Prothese bei 5 Versuchspatienten. Der Übersicht halber erscheinen bereits die gemittelten Werte.

Beurteilungsmaßstäbe der Kurven waren wie erwähnt:

- Flächenintegral ( F )
- Amplitude des Integrators ( A )
- Steigung ( m )
- Zeitdauer während mehr als 50% der Maximalamplitude ( T 50 )

Tabelle 8

Auswertungsergebnisse nach elektronischer Speicherung und maschineller Ausschreibung spezieller integrierter EMG-Abschnitte (Schlucken) mit einem X-Y-Schreiber.

Flächenintegral (  $\text{cm}^2$  )

| Vers. | Pers.    | mit Prothese | ohne Prothese |
|-------|----------|--------------|---------------|
| Wb    | 22.07.71 | 24,05        | 34,01         |
| Pa    | 23.07.71 | 16,45        | 19,20         |
| Be    | 19.07.71 | 30,95        | 36,65         |
| Be    | 26.07.71 | 25,05        | 29,45         |
| Be    | 3.08.71  | 20,94        | 22,80         |

Amplitude ( cm )

|    |          |      |      |
|----|----------|------|------|
| Wb | 22.07.71 | 3,3  | 5,29 |
| Pa | 23.07.71 | 4,15 | 3,94 |
| Be | 19.07.71 | 7,81 | 8,3  |
| Be | 26.07.71 | 5,78 | 6,24 |
| Be | 3.08.71  | 4,56 | 5,26 |

Steigung

|    |          |      |      |
|----|----------|------|------|
| Wb | 22.07.71 | 0,96 | 1,27 |
| Pa | 23.07.71 | 1,32 | 0,62 |
| Be | 19.07.71 | 1,69 | 2,1  |
| Be | 26.07.71 | 1,15 | 1,4  |
| Be | 3.08.71  | 0,88 | 1,3  |

Dauer  $T_{50}$  ( in cm ) wobei 1 cm = 0,23 Sek.entspricht.

| Vers.Pers.  | mit Prothese | ohne Prothese |
|-------------|--------------|---------------|
| Wb 22.07.71 | 7,33         | 6,71          |
| Pa 23.07.71 | 4,07         | 4,75          |
| Be 19.07.71 | 3,49         | 4,3           |
| Be 26.07.71 | 3,65         | 4,17          |
| Be 3.08.71  | 3,94         | 3,5           |

Eine interindividuelle Mittelung der Ergebnisse und deren Prüfung auf Signifikanz führte zu folgenden Resultaten:

### 1. Flächenintegral

|                               |                       |
|-------------------------------|-----------------------|
| Mittlere Fläche mit Prothese  | 23,48 cm <sup>2</sup> |
| Mittlere Fläche ohne Prothese | 28,42 cm <sup>2</sup> |
| Vertrauensbereich             | 90%                   |

### 2. Amplitude A

|                                  |         |
|----------------------------------|---------|
| Mittlere Amplitude mit Prothese  | 5,12 cm |
| Mittlere Amplitude ohne Prothese | 5,81 cm |
| Vertrauensbereich: unter         | 68%     |

### 3. Steigung

|                                 |      |
|---------------------------------|------|
| Mittlere Steigung mit Prothese  | 1,20 |
| Mittlere Steigung ohne Prothese | 1,34 |
| Vertrauensbereich: unter        | 68%  |

4. Zeitdauer  $T_{50}$  ( hier in cm abgelesen )

|                                       |         |
|---------------------------------------|---------|
| Mittlere Dauer $T_{50}$ mit Prothese  | 4,49 cm |
| Mittlere Dauer $T_{50}$ ohne Prothese | 4,68 cm |
| Vertrauensbereich: unter              | 68%     |

Diese Zusammenstellung der interindividuellen Mittelwerte und deren Prüfung auf signifikant verschiedene Ergebnisse beim Versuch mit und ohne Prothese muß wohl wie folgt verstanden werden:

Obwohl gemessene Amplitude, Steigung und Dauer  $T_{50}$  ohne Prothese rund 6 bis 12% höher als im Vergleich zum Versuch mit Prothese liegen, ist doch die Streuung dieser interindividuellen Mittelwerte noch so, daß kein signifikanter Unterschied zustande kommt.

Im Flächenintegral hingegen, das u.a. dieselben Meßwerte integrierend zusammenfaßt offenbart sich eine etwas höhere Aktivität ( 17% ) unter den Versuchsbedingungen bei nicht eingesetzter Prothese. Der Vertrauensbereich liegt etwa bei 90%.

Die bereits bei der Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber geäußerte Vermutung, daß Aktivitätsdivergenzen zwischen den hier untersuchten isometrischen und auxotonen Kontraktionen bestehen, können also nicht ausgeräumt werden.

## 5.5

### Intervall - Histogramm

SPRENG, M., WIGAND, M.E. und BUMM, P. haben 1968 erstmals ein neuartiges Verfahren zur elektronischen Auswertung von Elektromyogrammen angegeben. Es gelang ihnen Potentialdauern zu messen und in einer Poisseau'schen Verteilungskurve entsprechend der vorkommenden Häufigkeit darzustellen. Diese Verteilungskurven, im allgemeinen Intervall- bzw. Dauer-Histogramme genannt, können von einem Computer nach geeigneter Programmierung erstellt werden. Das Verfahren wurde von den Autoren in mehreren Veröffentlichungen ausführlich behandelt und ist hier im methodischen Teil nochmals kurz enthalten. Auch hier diene das Intervall-Histogramm analog BUMM, P. et. al. (16) zur Ermittlung der Kontraktionsstärke des untersuchten Muskels. Zur Untersuchung gelangten ausschließlich Langzeitkontraktionen (wie beschrieben) mit und ohne Prothese, die besonders innerhalb der ersten drei Minuten nach Kontraktionsbeginn ausgewertet wurden. Um einen Gipfel des Intervall-Histogramms festzustellen, also die am häufigsten vorkommende Potentialfolge zu messen, hat es sich als zweckmäßig erwiesen, auf dem Bildschirm des Rechners ( PDP 12 ) alle Intervalle zwischen 0 und 33,7 msec. darstellen zu lassen. Die dem Verteilungsmaximum zugehörige Intervallzeit kann dann

sofort an der X-Achse abgelesen werden. Ausgewertet wird unmittelbar am Sichtschirm des PDP 12 oder nach photographischer Aufnahme. ( Bild 19 und 20 ). Für die vorliegende Untersuchung konnten bereits fertige Programme verwendet werden. (DATAM der Firma DEC und FEMG nach SPRENG,M.)



Bild 19: Intervall-Histogramm vom Sichtschirm des PDP 12 Rechners.

Ordinate: Häufigkeitsverteilung aller vorkommenden  
12 969 Intervalle

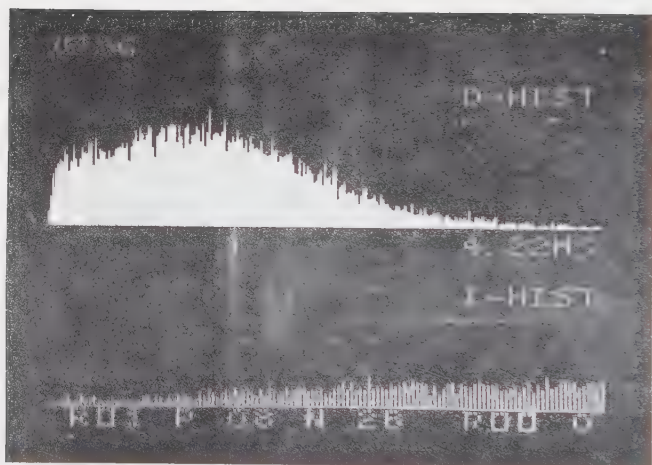


Bild 20: Zugehöriges Dauer-Histogramm zu Bild 19

oberer Bildteil: Häufigkeitsverteilung aller  
12 969 Potentialdauern zwischen 0 und 4,22 msec.,  
unterer Bildteil: Zugehöriges Intervall-Histogramm  
im gleichen Zeitmaßstab. Es entsteht durch extreme  
Auflösung des Intervall-Histogramms von Bild 19

Die nachfolgende Tabelle enthält Zeitpunkte der Intervall-Gipfel einer langzeitigen Spatelkontraktion mit und ohne Prothese gemessen am m.buccinator.

Tabelle 10

| Vers. Pers.     |          | Max. m.P. |      | Max. o.P. |      |
|-----------------|----------|-----------|------|-----------|------|
| Wz              | 3.07.72  | 9,17      | msec | 10,00     | msec |
| Ho <sub>1</sub> | 10.01.72 | 9,17      | msec | 10,00     | msec |
| Ho <sub>2</sub> | 25.01.72 | 10,00     | msec | 10,00     | msec |
| La <sub>1</sub> | 21.01.72 | 9,17      | msec | 10,00     | msec |
| Ro <sub>2</sub> | 19.08.72 | 9,17      | msec | 10,00     | msec |
| Ri <sub>2</sub> | 14.01.72 | 10,00     | msec | 9,17      | msec |

Eine zusätzliche interindividuelle Mittelung erbrachte folgende Werte:

- Mittlerer Intervallgipfel mit Prothese 9,44 msec
- Mittlerer Intervallgipfel ohne Prothese 9,86 msec
- Vertrauensbereich: 98%

Damit würde die mittlere Impulsfolge in beiden Fällen knapp über 100 Hz betragen. Dies stimmt überein mit den Ergebnissen der Ratezählung, wobei der Zeitbereich der Intervallerstellung ( 180 Sek ) in etwa dem Bereich:erstes Viertel und zweites Viertel ( 200 Sek ) in Tabelle 6 entspricht.

Wie im methodischen Teil bereits erwähnt, gibt es Gründe, die eine elektronische Messung von Potentialdauern und Intervallen in ihrem Nulldurchgang nicht so ohne weiteres

gestatten. Folglich bedarf es einer künstlichen Schwelle als Meßbasis, die irgendwo im positiven oder negativen Bereich der Potentialamplituden liegen kann. Diese Schwelle könnte dabei völlig schematisch ohne Berücksichtigung der Potentialamplituden definiert werden etwa wie in Tabelle 10 oder auch in ein bestimmtes Niveau der Potentialamplituden gelegt werden (Tabelle 11,12). Bei den Ergebnissen der beiden letztgenannten Tabellen wurde mit einer Triggerschwelle gemessen, die sich im Bereich von 50% der Maximalamplituden bewegte. An dieser Stelle soll jedoch darauf hingewiesen werden, daß zur exakten Histogramm-Erstellung nicht nur eine Auszählung der positiven Potentiale sondern auch der negativen Potentiale gehört. Vor allem aber auch haben SPRENG, M. et.al. auf die Notwendigkeit der Auszählung bei mehreren Pegeln hingewiesen. Beiden letzten Forderungen wurde in der vorliegenden Arbeit nicht entsprochen. Zum einen aus Gründen des zeitlichen Aufwandes, zum anderen weil die Ergebnisse der Intervall-Histogramme allein keine wesentlich weiteren Erkenntnisse als die der automatischen Ratezählung erbringen können.

Letztlich hätte das Resultat: - identische Potentialdauern mit und ohne Prothese - den Aufwand kaum gelohnt, und alles andere als dies wäre erstaunlich gewesen. Im weiteren darf

zunächst auf Tabelle 11 eingegangen werden. Es handelt sich ebenfalls um einen Vergleich der Intervall-Gipfel mit und ohne Prothese bei Mundspitzen. Wie bereits erwähnt liegt hier die Triggerschwelle etwa in der Mitte zwischen Basis und Potentialgipfel.

Tabelle 11

| Vers. Pers.     |          | Max. m.P. |      | Max. o.P. |      |
|-----------------|----------|-----------|------|-----------|------|
| Ro <sub>2</sub> | 19.08.71 | 10,00     | msec | 10,00     | msec |
| Ro <sub>1</sub> | 18.08.71 | 7,50      | msec | 5,83      | msec |
| Be <sub>5</sub> | 10.08.71 | 10,00     | msec | 11,67     | msec |
| Ro <sub>2</sub> | 19.08.71 | 10,84     | msec | 11,67     | msec |
| Ro <sub>2</sub> | 19.08.71 | 8,34      | msec | 10,00     | msec |

Die interindividuelle Mittelung ergibt hier folgendes:

- mittlerer Intervallgipfel mit Prothese  
bei 9,33 msec
- mittlerer Intervallgipfel ohne Prothese  
bei 9,83 msec
- Signifikante Unterschiedlichkeit: keine

Die durchschnittlich auftretende Potentialfrequenz (Interferenzmuster) liegt wieder bei 100 Hz. Die mangelnde Signifikanz der Ergebnisse hängt wohl von der Art der Muskelbelastung ab (Mundspitzen) und wurde bereits im Verlauf der Ratezählung beobachtet.

Bei den Spatelbalance Übungen dagegen hatte sich gezeigt, daß vor allem bei langzeitigen Kontraktionen erhebliche Amplituden- und Frequenzminderungen auftreten. Diese können wohl als Zeichen von Ermüdung verstanden werden und treten eigentlich auch schon innerhalb der ersten 3 Minuten nach Kontraktionsbeginn auf.

Um die Auswirkung auf das Intervall-Histogramm zu prüfen, wurden bei zwei Versuchspersonen Histogramme der ersten 3 Minuten mit jenen verglichen, die zwischen der 3. und 5. Minute nach Kontraktionsbeginn erstellt wurden. Das Ergebnis ist in Tabelle 12 zusammengefaßt.

Tabelle 12

A) Bis zur dritten Minute:

| Vers. Pers.              | Max. m.P.  | Max. o.P.  |
|--------------------------|------------|------------|
| Wz 3.07.72               | 11,67 msec | 11,51 msec |
| La <sub>2</sub> 27.01.72 | 9,5 msec   | 10,50 msec |

B) Von der dritten bis zur fünften Minute:

|                          |            |            |
|--------------------------|------------|------------|
| Wz 3.09.72               | 10,00 msec | 10,00 msec |
| La <sub>2</sub> 27.01.72 | 10,00 msec | 10,50 msec |

## 5.6

### Dauer-Histogramm

Gleichzeitig mit den Intervall-Histogrammen und unter identischen Versuchsbedingungen wurden Potentialdauer-

Histogramme als letztes Auswerteverfahren erstellt.

Vor Bekanntwerden der elektronischen Auswertung der Potentialdauer hatten sich nur relativ wenige Autoren mit diesem Thema beschäftigt. Immerhin konnte BUCHTHAL, F. bereits 1958 Zusammenhänge von Potentialdauer mit Muskel-erkrankungen und Lebensalter belegen. Die Kontraktionsstärke sollte dagegen ohne Einfluß auf die Potentialdauer sein. CARLSÖÖ, S. (18) konnte außerdem Beziehungen zwischen der Größe motorischer Einheiten und zugehörigen Potentialdauern zeigen, die zudem noch differieren sollen, je nach Muskel.

In letzter Zeit befaßten sich vor allem auch SPRENG, M., BUMM, P. und WIGAND, M.E. mit solchen Problemen und konnten auf Grund ihrer rechenmaschinellen Auswertung statistisch exakte Aussagen bei gesunden und paretischen Muskeln machen. Wie oben bereits erwähnt, erstellte der Rechner in der vorliegenden Arbeit zu jedem Intervall-Histogramm das zugehörige Dauer-Histogramm im gleichen Zeitmaßstab. Somit korrespondieren folgende Wertetabellen miteinander.

Tabelle 10 mit Tabelle 13

Tabelle 11 mit Tabelle 14

Zur Auswertung konnte ebenfalls auf die genannten Programmbänder zurückgegriffen werden und alle Verteilungsmaxima wurden am Sichtschirm des PDP 12 abgelesen.

Zunächst zu Tabelle 13. Sie enthält die Verteilungsmaxima der Potentialdauern, erstellt auf Grund der Intervalle von Tabelle 10.

Tabelle 13

| Vers.Pers.               | Max. m.P.  | Max. c.P.  |
|--------------------------|------------|------------|
| Wz 3.07.72               | 0,835 msec | 1,044 msec |
| Ho <sub>1</sub> 10.01.72 | 0,835 msec | 0,835 msec |
| Ho <sub>2</sub> 25.01.72 | 0,940 msec | 0,626 msec |
| La <sub>1</sub> 19.01.72 | 1,044 msec | 0,731 msec |
| Ro <sub>2</sub> 19.08.72 | 1,357 msec | 0,940 msec |
| Ri <sub>2</sub> 14.01.72 | 0,835 msec | 1,044 msec |

Sobald man diese Verteilungsmaxima der Dauer-Histogramme in einer interindividuellen Mittelung zusammenfaßt ergibt sich ein zunächst erstaunliches Resultat: Der Mittelwert beim Versuch mit Prothese beläuft sich auf 0,974 msec und ist gering signifikant höher als der korrespondierende Wert ohne Prothese ( 0,870 msec ). Vermutlich handelt es sich dabei aber um einen meßtechnischen Artefakt, der mit der Wahl der Triggerschwelle zusammenhängt, was später erklärt werden soll. SPRENG, M. et.al. finden bei Schädigungen auch durchweg Dauerveränderungen um mindestens Faktor 2.

Diese Annahme wird durch die Ergebnisse von Tabelle 14 erhärtet, deren Dauerverteilungen bei relativiertem Meßpegel zustande kamen ( siehe dazu Intervall-Histogramm Tabelle 11 ).

Tabelle 14

| Vers. Pers.              | Max. m.P.  | Max. o.P.  |
|--------------------------|------------|------------|
| Ro <sub>2</sub> 19.08.71 | 0,835 msec | 0,835 msec |
| Ro <sub>1</sub> 18.08.71 | 1,462 msec | 1,148 msec |
| Ro <sub>2</sub> 19.08.71 | 0,417 msec | 0,626 msec |

Mittelwert mit Prothese : M = 0,904 msec

Mittelwert ohne Prothese: M = 0,869 msec

Signifikante Unterschiedlichkeit: keine

6.0

#### Diskussion

An insgesamt 10 Personen, die an der Prothetischen Abteilung der Universitäts-Kieferklinik Erlangen mit Totalprothesen im Ober- und Unterkiefer versorgt worden waren, sollte geprüft werden, inwieweit sich Einflüsse dieser Prothesen auf die periorale Muskulatur nachweisen lassen. Die Untersuchung konzentrierte sich dabei besonders auf das Verhalten der Aktivität des m.buccinator und m.orbicularis oris mit- und ohne Zahnersatz. Bei auxotoner und verschiedenen isometrischen Muskelkontraktionen galt das Interesse vor allem folgenden Fragen:

- wie verhält sich die Aktivitätslage mit Prothese und ohne Prothese?

- gibt es diesbezüglich Zeitbereiche extremer Divergenz?
- können Unterschiede im Ermüdungsgang der Muskulatur  
bei isometrischer Langzeitkontraktion gefunden werden?
- kommt es dabei zu links-rechts Verlagerungen oder  
Änderung der Aktivitätsvariabilität

Zur Klärung dieser und einiger weiterer Fragen wurden elektromyographische Methoden eingesetzt, die gleichzeitig bezüglich ihrer Aussagefähigkeit verglichen werden sollten.

## 6.1

### Vergleich der angewandten Verfahren

#### 6.1.1

##### Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber - nicht integriert

Die Brauchbarkeit dieses Verfahrens muß nach den gewonnenen Erfahrungen erheblich angezweifelt werden. Schon bei mäßiger Muskelkontraktion sind mechanische Schreibwerke nicht mehr in der Lage, Potentialformen und Folgen unverfälscht zu reproduzieren. Dies wurde bereits im methodischen Teil erläutert.

Folglich ist abgesehen vom Aufwand her eine Beurteilung von Potentialamplitude, Potentialdauer und Potentialfolge nicht exakt möglich. Sicherlich ist auch die photographische Dokumentation direkt registrierter Elektromyogramme

allein nicht ausreichend. Sie ist auf Grund mangelnder statistischer Sicherheit ebenfalls abzulehnen.

Was die manuelle Auswertung integriert geschriebener Elektromyogramme betrifft, so erscheint diese mindestens vom technischen her eher möglich zu sein. Der rein physiologische Aspekt dieser Methode soll später angeschnitten werden, zunächst zu den Ergebnissen.

#### 6.1.2

Manuelle Auswertung vom 4-Kanal-Schreiber  
- integriert

#### 6.1.3

Elektronische Speicherung und maschinelle Ausschreibung integrierter Elektromyogramme

Diese Auswertemethodik schien vor allem bei kurzdauernden dynamischen Kontraktionen günstig zu sein. Im integrierten Elektromyogramm zeigen sich dann charakteristische Kurven, die nach Amplitude, Steigung etc. gut zu beurteilen sind. Weniger günstig lassen sich dagegen gleichförmige Dauerkontraktionen beurteilen, deren EMG-Integral lediglich geringfügige Niveauschwankungen produziert, etwa wie hier bei Spatelbelastung oder Mundspitzen.

Das genannte Niveau des Integrators bei diesen Übungen lag mit Prothese höher als ohne Prothese und zwar bei Spatelbe-

lastung deutlicher als beim Mundspitzen. Dies galt sowohl für kurzzeitige als auch langzeitige Kontraktionen.

Zusätzlich kam es im Verlaufe von 10 minütigen Spatel-dauerkontraktionen zu Minderungen der Integratoramplitude um etwa 50% gegenüber dem Ausgangswert. Dieser Aktivitätsverlust im integrierten EMG war ohne Prothese noch etwas ausgeprägter, ließ sich aber beim Mundspitzen generell nicht sicher nachweisen. Erwähnenswert ist noch die Tatsache, daß sich vom *m.orbicularis oris* höhere Aktivität aufzeichnen ließ als beim *m.buccinator*, dies dürfte mindestens teilweise mit anatomischen Gegebenheiten erklärbar sein. Bei einer anderen Versuchsgruppe (Schlucken) konnte dagegen bereits auf Grund der Registrierstreifen des 4-Kanal-Schreibers ein größeres Flächenintegral bei allen Versuchen ohne Prothese gefunden werden. Da diese Registrierstreifen wegen ihrer Kleinförmigkeit eine weitergehende Beurteilung der Kurven erschweren, wurde auf ein anderes elektronisches Integrationsverfahren zurückgegriffen, das diese Nachteile nicht hat. Auch hier fand sich im Flächenintegral, jedoch nicht nach Steigung, Amplitude und Kontraktionsdauer bei halbmaximaler Amplitude eine signifikant höhere Aktivität in allen Versuchen mit eingesetzter Prothese.

Einen ähnlichen Sachverhalt fand TALLGREN, A. (82) und suchte eine Erklärung in der nahezu uneingeschränkten Bewegungsfreiheit des Unterkiefers ohne Prothese. Weiterhin haben sich BERGSTRÖM, R.M. (3) und FUCHS, P. (30) in ihren Untersuchungen mit Zusammenhängen mechanischer Muskelbelastung und elektromyographischer Aktivität befaßt. Beide Autoren fanden dabei, daß lineare Beziehung nur bei isometrischen Kontraktionen, nicht mehr aber bei auxotonen Kontraktionen bestehe.

Genau diesen Sachverhalt aber bietet der Totalprothesenträger. Ihm fehlt bei entfernter Prothese jegliche Vertikalabstützung, weshalb der Unterkiefer beim Schluckakt einen viel größeren Weg zurücklegt und somit die beteiligte Muskulatur eher auxoton kontrahiert. Bei eingesetzter Prothese verkürzt sich verständlicherweise die Schließbewegung des Unterkiefers und ermöglicht dadurch einen größeren isometrischen Kontraktionsanteil.

Dies könnte eine mögliche Erklärung für das abweichende Verhalten der Elektromyogramme des Schluckaktes gegenüber denen rein isometrischer Dauerkontraktionen sein.

Die Ansichten über die Relevanz der einzelnen Verfahren, Frequenz, Amplituden oder integrative Auswertung, gehen allerdings nach wie vor auseinander. So isolierte WACHOLDER, K. (84) mit dem Saitengalvanometer zwei Aktionsstromtypen innerhalb eines Muskels, wobei allerdings auch die Trägheit des Meß-

instrumentes mit von Einfluß gewesen sein könnte. Dabei soll mit zunehmender Kontraktionsstärke bei konstanter Amplitude des einen Typs die Frequenz zunehmen, die des anderen dagegen erhalten bleiben und dafür die Amplitude wachsen.

ZWEMER, T.J. ( 89 ) hingegen berichtet über unveränderte Folgefrequenz der Muskelpotentiale bei zunehmender Belastung der Mandibula. Auch BETHMANN, W. et. al. (5) haben Untersuchungen über gemessene Kaukräfte und Elektromyogramme angestellt und fanden:

1. individuelle Unterschiede
2. große Divergenzen bei kleiner Kaukraft
3. kleinere Divergenzen ( $\pm$  5% ab 25 kg )

Wieder andere Autoren wie BERGSTRÖM, R.M. (4) oder AHLGREEN, J. (1) fanden lineare Beziehungen zwischen Frequenzrate und mechanischer Muskelaktivität und WILLISON, R.G. (87) schließlich fand in seinen Untersuchungen sowohl eine Frequenz als auch Amplitudenzunahme mit wachsender Kontraktionsstärke.

Allein diese Unsicherheit in Bezug auf die klinische Deutung von Elektromyogrammen bewog dazu, mehrere Verfahren auszuprobieren und zu vergleichen.

Ein solches Verfahren wäre beispielsweise die Ratezählung.

#### 6.1.4

##### Elektronische Ratezählung

Es handelt sich um eine reine Frequenzzählung, deren Berechtigung wohl auf der Erkenntnis beruht, daß die Muskelkontraktionsstärke durch zwei Parameter variabel sei.

- 1) Durch die Anzahl eingeschalteter motorischer Einheiten
- 2) Durch die Frequenz ankommender Nervimpulse

Obwohl dieses Verfahren nahezu universell anwendbar, und wie sich gezeigt hat, vom Aufwand her wenig belastend ist, scheint es noch keinen Eingang in die klinische Elektromyographie gefunden zu haben.

Dies ist umso erstaunlicher, als hier Elektromyogramme exakt analysiert und auf Signifikanz verglichen werden können. So konnten in der vorliegenden Arbeit Fragen nach -Aktivitätslage mit und ohne Prothese

-Aktivitätsdivergenzen im Verlaufe der Registrierung

-Aktivitätsminimum (Ermüdung)

oder auch links-rechts Verlagerungen geklärt werden

(MATTHEWS,B., YEMM,R.(60) ).

Nach den vorliegenden Erfahrungen kann davon ausgegangen werden, daß dieses Auswerteverfahren noch erheblich ausbaufähig und aussagekräftiger ist als die bisher genannten Methoden.

So könnten die Aktivitätsvariabilität als Ausdruck der Muskelsteuerung und ihre Beeinflussung über die Prothese ebenso untersucht werden wie etwa die Toleranzbreite der Kaumuskulatur innerhalb der sog. "Ruheschwebelage", um nur zwei Beispiele zu nennen. Die Genauigkeit des Verfahrens läßt sich zudem auf zwei Arten variieren.

- 1) Über die Ableseintervalle (Torbreite)
- 2) Durch Auswertung mit mehreren Pegeln.

Über die Potentialdauern dagegen, die offensichtlich besonders bei Myopathien charakteristisch verändert sind, lassen sich mit der Ratezählung keine Aussagen gewinnen.

#### 6.1.5

##### Intervall- und Dauer-Histogramm

Dieses von SPRENG, M. und Mitarbeitern vorgestellte Verfahren stellt eine Methode dar, mit Hilfe elektronischer Rechner statistisch exakte Verteilungskurven von Potentialintervallen und Dauern zu erstellen.

Intervall- und Dauerhistogramm werden dabei im gleichen Zeitmaßstab registriert, um zu erkennen, wann Intervalle von der Größenordnung der Dauern auftreten, womit das Meßverfahren hinfällig wird. Bei der Auswertung sollten sowohl

die positiven als auch die negativen Flanken der Potentiale ausgezählt werden um ein Verteilungsmaximum eindeutig zu erfassen. Weiterhin weisen die Autoren dringend auf die Notwendigkeit hin, bei einer Vielzahl von Pegeln kontinuierlich zu messen bis der Maximalpegel erkannt wird. Beide Forderungen wurden in der vorliegenden Arbeit letztlich aus Zeitgründen nicht erfüllt.

Bei der Auswertung selbst sollten aus statistischen Gründen wenigstens 2000 Impulse ausgewertet werden, was bei schwachen Dauer-Kontraktionen wie Mundspitzen gewisse Schwierigkeiten bereiten kann. Teilweise hatten bei einer 5-minütigen Dauerkontraktion nur 3000 bis 5000 Impulse die Triggerschwelle überschritten. In diesem Zeitraum kam es natürlich nicht nur zur Frequenzabnahme sondern auch zur Amplitudenverminderung infolge Ermüdung. Daraus resultierte automatisch eine relative Pegelverschiebung zur Potentialspitze hin.

Konsequenterweise sind beide Verfahren vor allem dann sinnvoll, wenn möglichst viele gleichartige Kontraktionsabschnitte zur Untersuchung gelangen. Wobei sich gleichartig vor allem auch auf den Ermüdungsgrad des Muskels bezieht. Ist diese Voraussetzung so wie hier nicht gegeben, muß man mit sehr breiten "unscharfen" Verteilungskurven vorlieb nehmen. Da aus Zeitgründen nicht bei mehreren Pegeln gemessen wurde und so kein Vergleich mit dem jeweiligen Null-

wert möglich war, lassen die Ergebnisse auch mit relativem Pegel ( Tabelle 11 ) eine deutliche Signifikanz vermissen.

Zur Frage der Dauerverteilung mit und ohne Prothese war keine Unterschiedlichkeit erwartet worden. Auch auf Grund der Ergebnisse von Tabelle 14 konnte keine Änderung der Dauern mit oder ohne Prothese nachgewiesen werden.

## 6.2

### Zusammenstellung aller Ergebnisse

Unter den gewählten Versuchsbedingungen konnten folgende Aktivitätsunterschiede am m.buccinator und m.orbicularis oris elektromyographisch nachgewiesen und mit dem "Störfaktor Totalprothese" ursächlich in Zusammenhang gebracht werden.

### 6.2.1

#### Muskelverhalten bei isometrischen Kurzzeitversuchen

Hier konnte mit mehreren Verfahren eine höhere Muskelaktivität mit eingesetzter Prothese festgestellt werden. Es darf dazu auf die Ergebnisse der Tabellen 1, 3, 4 hingewiesen werden. Die elektrische Aktivität war dabei am m.orbicularis oris größer als am m.buccinator. Dies dürfte aber mit den Versuchsbedingungen und anatomischen Gegebenheiten ursächlich in Zusammenhang stehen.

### 6.2.2

#### Muskelverhalten bei isometrischen Langzeitkontraktionen

- a) Bei 20 Einzelversuchen an 7 Versuchspersonen, war die Muskelaktivität mit Totalprothese in 15 Fällen höher. Diese Ergebnisse beziehen sich im wesentlichen auf Spatel-Balance-Übungen und wurden besonders vom m.buccinator abgeleitet ( Tabelle 5 ).
- b) Im weiteren wurde das Aktivitäts-Zeitverhalten der zirkumoralen Muskulatur untersucht und erbrachte folgende Resultate.
  - unmittelbar nach Kontraktionsbeginn, innerhalb der ersten 100 Sek. war die Muskelaktivität mit Prothese 21% höher als ohne Prothese.
  - in den folgenden 100 Sek. ermüdete die Muskulatur mit Prothese etwas stärker, so daß kein signifikanter Unterschied mehr festzustellen war.
  - nach 300 Sek. bezogen auf den Beginn der Kontraktion schließlich ermüdete die Muskulatur ohne Prothesenabstützung vollends, während sie im Versuch mit Prothese etwa im gleichen Aktivitätsniveau verharrte. Die Aktivitätsdifferenz in diesem Zeitraum belief sich auf 22%.

- c) Ergänzend dazu wurde die Aktivitätsabnahme bis zum ersten deutlichen Minimum als Ausdruck der Muskelermüdung bestimmt ( Tabelle 7 ). Dieses Minimum wurde im Versuch ohne Prothese schneller erreicht und unter höherer Aktivitätsvariabilität, was möglicherweise im Hinblick auf die Muskelsteuerung von Bedeutung ist.
- d) Mit Hilfe der Intervall- und Dauerhistogrammbildung konnten abschließend nochmals Fragen der Potentialfolge und ihrer Dauern im Interferenzmuster behandelt werden. So lag mit dem angegebenen Versuchsaufbau die durchschnittliche Folgefrequenz während der ersten drei Minuten nach Kontraktionsbeginn etwa bei 100 Hz. Die Potentialdauern lagen im Bereich von 0,9 msec.
- Eine weiterführende Auswertung mit diesen Verfahren wurde jedoch nicht unternommen.

### 6.2.3

#### Muskelverhalten bei auxotoner Kontraktion

Zur Klärung dieses Sachverhaltes wurden integrierte Elektromyogramme von Schluck-Kontraktionen ausgewertet. Obwohl im Versuch ohne Prothese Steigung, Aktivitätsdauer und integrierte Amplitude durchweg 6 - 12% höher lagen als mit Prothese, konnten diese Befunde einer Prüfung auf Signifikanz nicht standhalten. Anders jedoch das Flächenintegral.

Danach war die Aktivität ohne Prothese um 17% signifikant höher als mit Prothese. Dieses scheinbar widersprüchliche Verhalten zu den Ergebnissen isometrischer Versuche hängt vermutlich mit der unterschiedlichen Verteilung isometrischer und isotonischer Kontraktionsanteile beim Schluckvorgang eines Totalprothesenträgers zusammen. So sind mit Prothese mehr isometrische Anteile als ohne Prothese anzunehmen.

Diese orientierenden Untersuchungen lassen die Schlußfolgerung zu, daß der individuellen muskeladäquaten Prothesenkörpergestaltung klinische Bedeutung zukommt. Dies gilt besonders im Hinblick auf die Ausnutzung der zirkumularen Muskulatur zur Stabilisierung und Haftung der Prothese ( HOFMANN,M. 38 ).

Inwieweit jedoch funktionell geformte Aktionsflächen artifiziell geformten Polierflächen diesbezüglich tatsächlich überlegen sind, konnte mit der hier gewählten Versuchsanordnung noch nicht geklärt werden.

## 7.0

### Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Untersuchung von Einflüssen totaler Prothesen auf die zirkumorale Muskulatur. Ausgehend von der klinischen Beobachtung, daß diese Muskulatur zur Eufunktion insbesondere Stabilisation totaler Prothesen beitragen kann, sollte das genauere Muskelverhalten elektromyographisch untersucht werden. Insgesamt standen 10 Versuchspersonen mit Totalprothesen im Ober- und Unterkiefer zur Verfügung. Bei ihnen wurden in insgesamt 610 Einzelversuchen Muskelpotentialie von m.buccinator und m.orbicularis oris unter den folgenden Versuchsbedingungen abgeleitet.

- A) Balancieren eines gewöhnlichen Holzspatels mit Hilfe der Lippen.
  - a) isometrisch kurzzeitig ( 30 Sek )
  - b) isometrisch langfristig ( 5 Min.; 10 Min.)
- B) Mundspitzen, wobei ein bestimmter Pfeifton das Lippenbild bestimmen sollte.
  - a) isometrisch kurzzeitig ( 30 Sek )
  - b) isometrisch langfristig ( 5 Min.; 10 Min. )
- C) Schlucken einer definierten Wassermenge - auxoton.

Alle Kontraktionen wurden an verschiedenen Tagen abwechselnd mit und ohne Prothese ausgeführt und die Potentiale auf Band gespeichert.

Zur Auswertung der Elektromyogramme wurden folgende Verfahren benutzt und hinsichtlich ihrer Aussagefähigkeit und klinischen Verwendbarkeit verglichen.

- 1) Manuelle Auswertung mit dem 4-Kanal-Schreiber
  - a) nicht integriert
  - b) integriert
- 2) Automatische, elektronische Ratezählung
  - a) Ableseintervall 10 Sek.
  - b) Ableseintervall 1 Sek.
- 3) Elektronische Speicherung und manuelle Auswertung der integrierten Elektromyogramme
- 4) Rechenmaschinelle Erstellung von Intervall-Histogrammen
- 5) Rechenmaschinelle Erstellung von Dauer-Histogrammen

Hinsichtlich der genannten Kriterien konnten folgende Aussagen zum Verhalten der untersuchten Muskeln gemacht werden.

Unter isometrischen Kontraktionsbedingungen lag die Aktivität bei eingesetzter Prothese höher als ohne Prothese. Mit zunehmender Kontraktionsdauer unterlag die untersuchte Muskulatur einer stärkeren Aktivitätsabnahme im Versuch ohne Prothese. Das erste deutliche Aktivitätsminimum als Ausdruck der Ermüdung wurde ohne Prothese relativ schneller erreicht.

Unter auxotonen Kontraktionsbedingungen konnte mit Prothese keine höhere Muskelaktivität aufgezeichnet werden. Vielmehr erbrachte die Auswertung der Flächen der integrierten EMG-Abschnitte ein entgegengesetztes Verhalten, was mit der fehlenden Abstützung des Unterkiefers am Oberkiefer beim Zahnlosen zusammenhängen dürfte.

Von den eingesetzten Verfahren ermöglichte die elektronische Ratezählung speziell bei der hier vorliegenden Fragestellung die differenziertesten Aussagen. Es scheint auch vom Aufwand her für klinische Zwecke tauglich. Jedoch ist nicht nur das Auswerteverfahren sondern insbesondere auch die Speicherung der Daten auf Band eine entscheidende Maßnahme auf dem Wege einer systematischen Auswertung.

Die gewonnenen Ergebnisse unterstützten die klinischen Befunde und führen zu der Aussage, daß m.buccinator und m.orbicularis oris meßbaren Veränderungen unterliegen, die sich in ursächlichen Zusammenhang mit dem Einsetzen totaler Prothesen bringen lassen. Inwieweit sich diese Veränderungen über die Gestaltung der Aktionsflächen beeinflussen lassen muß einer weiterführenden Untersuchung vorbehalten bleiben. Diese Frage ist ein Kernproblem zahnärztlicher Totalprothetik und sollte bei geeigneter Versuchsanordnung mit den beschriebenen Verfahren einer Lösung nähergebracht werden können.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- 1    AHLGREN,J.                               : Mechanism of mastication. A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children. With special reference to occlusion of the teeth.  
Acta Odont. Scand. 24, suppl.44 ( 1966 )
- 2    BEAUDREAU,D.E.                       : Somatotopic Representation in the Gasserian Ggl. of tactile Peripheral Fields in the Cat.  
Arch. oral Biol. 13, 247 ( 1968 )
- 3    BERGSTRÖM,R.M.                       : Über den Zusammenhang der von voluntärer Muskelaktion erbrachten Bewegungsgröße und der elektrischen Aktivität des Muskels.  
Acta physiol. scand. 44, 184 ( 1958 )
- 4    BERGSTRÖM,R.M.                       : The relation between number of impulses and the integrated electric activity in the electromyogram.  
Acta physiol. scand. 45, 97 ( 1959 )
- 5    BETHMANN,W.                           : Elektromyographische Untersuchung am m.masseter zur Physiologie und Pathophysiologie des orofacialen Systems.  
FENNER,R.  
KÖRNER,M.  
NEUMANN,E.  
SCHULZ,S.  
SCUPIN,U. und  
THIEME,W.  
Dtsch. Stomat. 20, 241 ( 1970 )
- 6    BETZLER,H.                               : Die Ursachen und Gesetze beim Halt der Prothese.  
RIEDEL,H.  
Stoma 14, 117 und 182 ( 1961 )

- 7 BURGER,E. : Untersuchungen über die muskulär be-  
dingten Anlagerungskräfte an unteren  
Totalprothesen während der Funktion.  
Dissertation, Tübingen 1969
  
- 8 BLANTON,P.L., : EMG - Analysis of the Buccinator Muscle.  
BIGGS,N.L., J. dent. Res. 49, 389 ( 1970 )  
PERKINS,R.C.
  
- 9 BODECHTEL,G. : Differentialdiagnose neurologischer Krank-  
heitsbilder.  
Thieme Verlag, Stuttgart 1963
  
- 10 BRECHT,K. : Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.  
KEIDEL,W.D. Hrsg. W.D.Keidel mit 13 Fachkollegen  
Thieme Verlag, Stuttgart 1967
  
- 11 BRILL,N. : Die Bedeutung der Dynamik des Prothesen-  
TRYDE,G. raumes für die Gestaltung von Unterkiefer-  
KARDEL,W. prothesen.  
DZZ 20, 1061 ( 1965 )
  
- 12 BUCHTHAL,F. : Volume conduction of the spike of the motor  
GULD,C. unit potential investigated with a new type  
ROSENFALCK,P. of multielectrode.  
Acta physiol. scand. 157, 331 ( 1957 )
  
- 13 BUCHTHAL,F. : Einführung in die Elektromyographie  
Urban & Schwarzenberg Verlag,  
München-Berlin 1958
  
- 14 BUCHTHAL,F. : An introduction to electromyography  
Gyldendal Copenhagen, 1957
  
- 15 BUCHTHAL,F. : Action potential parameters in normal human  
GULD,G. muscle and their dependance on physical  
ROSENFALCK,P. variables.  
Acta physiol. scand. 32, 200 ( 1954 )

- 16 BUMM,P. : Die Bedeutung der Innervationsstärke  
SPRENG,M. bei der Auswertung von Facialis-  
WIGAND,M.E. Elektromyogrammen.  
13. Arch. klin. exp. Ohr - Nas- und  
Kehlkopfheilk. Bd. 196  
(Kongreßbericht) 1970
  
- 17 BUMM,P. : Die Innervationsdynamik der Facialis-  
SPRENG,M. muskulatur im Intervall- und Poten-  
WIGAND,M.E. tial-Dauer-Histogramm.  
Pflüger Arch. 307, R 107, ( 1969 )
  
- 18 CARLSÖÖ,S. : Motor units and action potentials in  
masticatory muscles.  
Acta morph. neerl. scand. 2,13 ( 1958 )
  
- 19 CARLSÖÖ,S. : Action pot. in the orbicul. oris, temporal,  
WERNER,H. and mass. muscles of children and adults.  
Acta odont. scand. 16, 345 ( 1958 )
  
- 20 CORBIN,K.B. : Function of the Mesencephalic Root of the  
HARRISON,F. Fifth cranial Nerve.  
J. neurophysiol. 3, 423 ( 1940 )
  
- 21 CREED,R.S. : "Reflex Activity of the Spinal Cord"  
DENNY-BROWN The Clarendon Press, Oxford 1932  
ECCLES,D.  
LIDELL,J.C.  
E.G.T. and  
SHERRINGTON,C.S.
  
- 22 ESCHLER,J. : Beziehungen zwischen Bezahnung, Nahrungs-  
mittel und Tätigkeit der Kaumuskeln im  
Kindesalter bis zu 6 Jahren.  
Deutsche ZMK 22, 263 ( 1955 )

- 23 ESCHLER,J. : 2. Mitteilung:  
Elektrische Untersuchungen über die Er-  
regung der Masseteren im Schlafe bei  
marginalen Parodontopathien.  
Forum 4 ( 1952 )
- 24 ESCHLER,J. : Elektrophysiol. und -patholog. Unter-  
suchungen des Kausystems.  
Forum 3, 958 ( 1952 )
- 25 ESCHLER,J. : 5. Mitteilung:  
Das Verhalten der elektr. Potentiale der  
Masseteren bei einem Säugling in den ersten  
5 Wochen nach der Geburt.  
Dtsch. ZMK 22, 269 ( 1955 )
- 26 FERENCZY,J. : Zur Frage des ständigen Tragens von Platten-  
prothesen.  
DZZ 27, 215 ( 1972 )
- 27 FISH,E.W. : Principles of Full Denture Prothesis  
John Bale, Sons & Danielsson  
Ltd. London, 1933
- 28 FUCHS,P. : Über die Relation zwischen Kaumuskelkraft  
und Elektromyogramm.  
DZZ 24, 863 ( 1969 )
- 29 FUCHS,P. : Exp. Untersuchungen zur Behandlung von  
BOOS,W. funktionellen Kiefergelenkbeschwerden  
LAUB,M. mit Aufbißplatten  
DZZ 27, 383 ( 1972 )
- 30 FUCHS,P. : Neue Untersuchungen über die Kaumuskelstätigkeit während des Nachtschlafs.  
DZZ 24, 563 ( 1969 )

- 31 GÖPFERT, C. : Über die Einwirkung von Zahnschmerz  
und von Schmerzreizen der Gesichts-  
haut auf den reflektorischen Tonus  
der Kaumuskulatur.  
DZZ 11, 76 ( 1956 )
- 32 GÖPFERT, H. : Die Restaktivität in der ruhenden Muskulatur  
und  
GÖPFERT, C. des Mundes und des Kauapparates.  
DZZ 9, 357 ( 1954 )
- 33 GRUBER, D. : Zur Innervation der Mundhöhle.  
STACH, W. Dtsch. ZMK- Zentralblatt 55, 39 ( 1970 )  
SCHUMACHER, G.
- 34 HANNAM, A.G. : Reflex jaw opening in Response to Stimu-  
MATTHEWS, B. lation of Periodontal Mechanoreceptors  
in the Cat.  
Arch. oral Biol. 14, 415 ( 1969 )
- 35 HINRICHSSEN, C.F. : Caupling between Cells of the Trigeminal  
Mesencephalic Nucleus.  
J. dent. Res. 1369 ( 1970 )
- 36 HOFMANN, M. : Zahnverlust, Konsequenzen und therapeutische  
Probleme.  
DZZ 26, 992 ( 1971 )
- 37 HOFMANN, M. : Die physiologische Zahnbewegung.  
DIEMER, R. DZZ 21, 707 ( 1966 )
- 38 HOFMANN, M. : Persönliche Mitteilung  
1972
- 39 HOFMANN, M. : Zur Frage der funktionellen Beziehung  
zwischen Prothesenbasis und Muskulatur.  
DZZ 23, 1388 ( 1968 )
- 40 HOFMANN, M. : Die Pulsation des Zahnes.  
DIEMER, R. DZZ 18, 1268 ( 1963 )

- 41 HOFMANN,M. : Die Herstellung totaler Prothesen nach dem All - Oral - Verfahren.  
DZZ 28, 877 ( 1973 )
- 42 JENKINS,N.C. : Blackwell Scientific Publications Oxford  
The Physiology of the Mouth (1960)
- 43 JERGE,C.R. : Organization and Funktion of the Trigeminal Mesencephalic Nucleus.  
J. Neurophysiol. 26, 379 ( 1963 )
- 44 JERGE,C.R. : The Neurologic Mechanism Underlying Jaw Movements.  
J. prosth.Dent. 14, 667 ( 1964 )
- 45 JOSEPH,J. : A detailed study of the electric potentials recorded over some postural muscles while relaxed and standing.  
NIGHTINGALE,A.  
WILLIAMS,P.L.  
J. Physiol. (Lond.) 127, 617 ( 1955 )
- 46 KANTOROWICZ,A. : Adhäsion und Luftdruckwirkung.  
Ein round-table-Gespräch  
DZZ 11, 784 ( 1956 )
- 47 KARLSSON,P. : Kurzgefaßtes Lehrbuch der Biochemie.  
Thieme Verlag, Stuttgart 1967
- 48 KAWAMURA,Y. : Neuromuscular Mechanisms of Jaw and Tongue Movement.  
J.Amer.dent.Ass. 26, 545 ( 1961 )
- 49 KAWAMURA,Y. : Recent concepts of the Physiol. of Mastication.  
Adv. oral Biol. 1, 77 ( 1963 )
- 50 KÖRBER,E. : Adhäsion und Luftdruckwirkung  
Ein round-table-Gespräch  
DZZ 11, 802 ( 1956 )

- 51 KRAFT,E. : Grundlagen der Muskelphysiologie im Hinblick auf die funktionelle Gebißanalyse.  
DZZ 26, 142 ( 1971 )
- 52 KRAFT,E. : Über elektromyographische Untersuchungen kiefergelenkkranker Patienten.  
DZZ 18, 1399 ( 1963 )
- 53 KRAFT,E. : Möglichkeiten und Grenzen elektromyographischer Untersuchungsmethoden in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.  
DZZ 18, 904 ( 1963 )
- 54 KRAFT,E.  
FLICK,A. : Über eine experimentelle Prüfung der Tastfähigkeit und des Lokalisationsvermögens bei schleimhautgetragenen Zahnersatz.  
DZZ 18, 93 ( 1963 )
- 90 KEIDEL,W.D. : Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.  
Thieme Verlag, Stuttgart 1971
- 55 KUCK,M. : Adhäsion und Luftdruckwirkung.  
Ein round-table-Gespräch  
DZZ 11, 792 ( 1956 )
- 56 KUSCHINSKY,G.  
LÖLLMANN : Kurzes Lehrbuch der Pharmakologie.  
Thieme Verlag, Stuttgart 1972
- 57 LIPPOLD,O.C.J. : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.  
J.Physiol. 117, 492 ( 1952 )
- 58 LUNDQUIST,D.O. : An electromyographic Analysis of the Function of the buccinator muscle as an aid to Denture Retention and Stabilisation.  
J.prosth.Dent. 9, 44 ( 1959 )

- 59 MARTINKO,V. : Bestimmt das Desmodont die Belastungs-  
grenze des Zahnes.  
DZZ 23, 910 ( 1968 )
- 60 MATTHEWS,B. : A silent Period in the Masseter Electro-  
YEMM,R. myogramm Following Tooth Contact in  
Subjects wearing Full Dentures.  
Arch. oral Biol. 15, 531 ( 1970 )
- 61 MØLLER,E. : The Chewing Apparatus  
Acta physiol. scand. 69, suppl.280 ( 1966 )
- 62 MUNRO,R.R. : Analysis of the Electromyogramm of the  
masseter muscle and the anterior Part of  
the temporal muscle in the open - close-  
clench cycle in man.  
Arch. oral Biol. 15, 827 ( 1970 )
- 63 PENFIELD,W. : Cerebral localization of epileptic mani-  
festations.  
Arch. neurol. Psychiatr. 30, (1933)
- 64 RAMFJORD,S.P. : Physiologie und Therapie der Okklusion.  
ASH,M. Quintessenz - Verlag, Berlin 1968
- 65 RAPOPORT,S.M. : Medizinische Biochemie.  
VEB Verlag, Volk und Gesundheit, Berlin 1969
- 66 ROSENFLACK,P. : Studies on the fibrillation potentials of  
BUCHTHAL,F. denervated human muscles.  
Electroenceph. clin. Neurophysiol. suppl.22,  
130 ( 1962 )
- 67 SCHÄRER,P. : Untersuchungen zur mot. Organisation der  
Kaubewegungen beim Kaninchen.  
Stoma 216, 4 ( 1970 )
- 68 SCHÄRER,P. : Prakt. Aspekte der Physiologie des Kau-  
apparates.  
Schweiz. Mschr. für Zahnheilk. 79, 1052 (1969)

- 69 SCHÄRER,P. : Tooth contact pattern during stimulation of the rabbit brain.  
KASAHARA,Y. Arch. oral Biol. 12, 1041 ( 1967 )  
KAWAMURA,Y.
- 70 SCHUMACHER,G.J. : Zur Innervation der Mundhöhle und  
GRUBER,D. des Schlundes.  
STACH,W. Dtsch. ZMK - Zentralblatt 54, 324 (1970)  
KLUGER,S.
- 71 SCHULTE,W. : Zur funktionellen Behandlung der Myo-  
Arthropathien des Kauorgans: ein  
diagnostisches und physiotherapeutisches  
Programm.  
DZZ 25, 422 ( 1970 )
- 72 SCHWARZ,A.M. : Die Wirkungsweise des Aktivators,  
Fortschr. KFO 13, 130 ( 1950 )
- 73 SHERRINGTON,C.S. : Reflexes Elicitable in the Cat from  
Pinna and Jaws.  
J.Physiol. ( Lond. ) 51, 401 ( 1917 )
- 74 SPRENG,M. : Objektivierende Messungen am Schmerzsin-  
des Menschen.  
Habil-Schr. 1970
- 75 SPRENG,M. : Ein elektronisches Verfahren zur statist.  
BUMM,P. Auswertung von Elektromyogrammen mit Hilfe  
WIGAND,M.E. von D.-Hist. und I.-Hist.  
Pflügers Archiv 298, 271 ( 1968 )
- 76 STACY,R.W. : Electromyography in dental research Part.II,  
HICKEY,J.C. Frequency response requirements.  
WOELFEL,J.D. J.prosth.Dent. 8, 1049 ( 1958 )  
RINEAR,L.L.
- 77 SPRENG,M. : Persönliche Mitteilung  
1971

- 78 STRACK,R. : Die Problematik der Versorgung des  
Lückengebisses - IV  
DZZ 7, 1062 ( 1952 )
- 79 STRACK,R. : Über den Halt der unteren Total-  
prothese durch Muskelwirkungen  
und der Aufbau einer entsprechenden  
Prognostik.  
DZZ 1, 85 ( 1946 )
- 80 STRACK,R. : Diskussion über "Die partielle Prothese".  
DZZ 4, 277 ( 1949 )
- 81 STRACK,R. : Beitrag zur Therapie des völligen Ge-  
bißschadens.  
DZZ 1, 126 ( 1946 )
- 82 TALLGREN,A. : An Electromyographic Study of the Response  
of Certain Facial and Jaw Muscles to Loss  
of Teeth and Subsequent Complete Denture  
Treatment.  
Odont. Tidsk. 69, 384 ( 1961 )
- 83 TIMMER,L.H. : Eine objektive Methode zur Bestimmung der  
Bißhöhe.  
DZZ 25, 596 ( 1970 )
- 84 WACHOLDER,K. : Untersuchungen über die Innervation und  
Koordination der Bewegungen mit Hilfe der  
Aktionsströme.  
I. Mitteilung: Die Aktionsströme mensch-  
licher Muskeln bei will-  
kürlicher Innervation.  
Pflügers Archiv 199, 595 ( 1923 )
- 85 WIGAND,M.E. : Computer Analyse von Facialis - Elektro-  
SPRENG,M. myogrammen.  
BUMM,P. Acta oto-laryngol. 66, 296 ( 1968 )

- 86 WIGAND,M.E. : Auswertung des Facialis - Elektro-  
SPRENG,M. myogramms mit dem automatischen  
BUMM,P. Rechner.  
Arch. klin. exp. Ohr-Nas-Kehlkopf-  
heilk. Bd. 191, 614 ( 1968 )
- 87 WILLISON,R.G. : A method of measuring motor unit  
activity in human muscle.  
J. Physiol. (Lond.) 168, 35 ( 1963 )
- 88 YEMM,R. : Stress induced activity.  
J.prosth.Dent. 28 ( 1972 )
- 89 ZWEMER,T.J. : An electromyographic study of the  
temporal and mass. muscles in cleft  
palate patients with insufficient  
maxill. developement.  
Angle Orthodont. 25, 99 ( 1955 )

Herrn Prof. Dr. M. Hofmann danke ich aufrichtig  
für seine vielfältigen und wertvollen Anregungen  
bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herrn Priv.-Doz. Dr. M. Spreng danke ich für die  
freundliche Unterstützung durch Überlassung eines  
Arbeitsplatzes, für Ratschläge bei der Abfassung  
der Arbeit und die Übernahme des Korreferates.



## L E B E N S L A U F

|                  |                                                                                                                                                        |
|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Rudolf Förschner | 8520 Erlangen, Wacholderweg 33                                                                                                                         |
| Geboren am:      | 12. August 1945                                                                                                                                        |
| in               | Bernstadt / Ulm                                                                                                                                        |
| Familienstand:   | verheiratet                                                                                                                                            |
| Konfession:      | evangelisch                                                                                                                                            |
| Schulbildung:    | 1952 - 1957 Volksschule Bernstadt<br>1957 - 1966 Kepler-Gymnasium Ulm                                                                                  |
| Prüfungen:       | Reifezeugnis vom<br>3.10.1966<br><br>zahnärztliche Prüfung vom<br>26.5.1966                                                                            |
| Aprobation:      | vom 26.6.1972                                                                                                                                          |
| Berufsweg:       | seit 1.9.1972<br>Verwalter einer wissenschaftlichen<br>Assistentenstelle an der<br>Universitätsklinik für Zahn-, Mund-<br>und Kieferkranke in Erlangen |





